

AUDIOLOGÍA

Manuel Manrique Rodríguez
Jaime Marco Algarra

Ponencia Oficial
de la Sociedad Española
de Otorrinolaringología
y Patología Cérvico-Facial
2014



AUDIOLOGÍA

Manuel Manrique Rodríguez
Jaime Marco Algarra

Ponencia Oficial
de la Sociedad Española
de Otorrinolaringología
y Patología Cérvico-Facial
2014



© SEORL PCF Sociedad Española de Otorrinolaringología y Patología Cérvico-Facial

Edición a cargo de CYAN, Proyectos Editoriales, S.A.

ISBN: 978-84-8198-905-2

Depósito Legal: M-28881-2014

IBIC: MJPD

Todos los derechos reservados. Bajo las sanciones establecidas en las leyes, queda rigurosamente prohibida, sin autorización por escrito de los titulares del copyright, la reproducción total o parcial de esta obra por cualquier medio o procedimiento, comprendidos la reprografía y el tratamiento informático, así como la distribución de ejemplares mediante el alquiler o préstamo público.

La responsabilidad sobre los contenidos de los textos y su documentación gráfica corresponde a los autores que firman cada uno de los trabajos integrados en este volumen.

INTRODUCCIÓN

La audiología es la ciencia que estudia la audición tanto en la salud como en la patología. El otorrinolaringólogo clásicamente ha incluido en su formación esta materia, asumiendo en la práctica clínica diaria la realización de las pruebas más simples de diagnóstico y también las pruebas más complejas, además de introducir en nuestro país las nuevas tecnologías.

En los últimos años son numerosos e importantes los cambios que se han producido en el ámbito de la audiología. Entre otros, el desarrollo de nuevas técnicas de exploración de la cóclea y de la vía y centros auditivos centrales (otoemisiones, potenciales de estado estable, pruebas de estimulación eléctrica promontorial, pruebas de imagen funcional auditiva, etc.), el desarrollo de los tratamientos intracocleares (liberación de fármacos en el oído interno) y la aparición de tecnologías y técnicas para el diagnóstico y tratamiento con diferentes sistemas implantables (implantes cocleares, implantes osteointegrados, implantes activos de oído medio, etc.).

Esta obra titulada *Audiología*, que representa la Ponencia Oficial de la Sociedad Española de Otorrinolaringología y Patología Cervico-Facial del año 2014, trata de ser una fuente de referencia para la formación de los especialistas en otorrinolaringología y de cualquier otro profesional relacionado con el campo de la audición como audioprotesistas, logopedas, ingenieros, físicos, neurofisiólogos, etc.

Con la brillante contribución de sus autores se ha llevado a cabo una extensa actualización sobre aspectos básicos del sistema auditivo y las exploraciones que nos permiten obtener información acerca de su funcionamiento. Asimismo, se ha realizado un completo análisis de su utilización clínica en los principales procesos que dan lugar a las diferentes formas de hipoacusia. Todo ello se complementa con una exposición de los principales sistemas para el tratamiento de la hipoacusia mediante el uso de dispositivos audioprotésicos e implantables, los cuales precisan de importante apoyo de esta disciplina que es la audiología. Como complemento final, figuran tres capítulos que abordan aspectos médico-legales vinculados a este ámbito de la audiología.

Como editores de esta obra, agradecemos la generosa y excelente contribución de los autores y confiamos en que realmente sea una referencia en los programas de formación continuada de los distintos profesionales relacionados con la audición.

Manuel Manrique

Jaime Marco

ÍNDICE

| | |
|--|------------|
| 1. ANATOMÍA FUNCIONAL DEL OÍDO EXTERNO Y MEDIO <i>Andreina Betancourt Martínez y José Dalmau Galofre</i> | 9 |
| 2. ANATOMÍA FUNCIONAL DEL OÍDO INTERNO Y VÍA AUDITIVA. FENÓMENOS MECÁNICOS Y BIO-ELÉCTRICOS ENDOCOCLEARES. TRANSMISIÓN DEL INFLUJO NERVIOSO AUDITIVO. FISIOLÓGÍA DE LAS ÁREAS AUDITIVAS CORTICALES Y SUBCORTICALES <i>Francisco Carricondo Orejana, Bárbara Romero Gómez, Mari Cruz Iglesias Moreno y Joaquín Poch Broto</i> | 23 |
| 3. FÍSICA DEL SONIDO APLICADA A LA AUDICIÓN <i>Antonio Teixeira, Francisco Vaz y Carlos Bastos</i> | 43 |
| 4. DESARROLLO EVOLUTIVO DE LA AUDICIÓN Y DEL LENGUAJE <i>Manuel Manrique Rodríguez y Alicia Huarte Irujo</i> | 59 |
| 5. EXPLORACIÓN SUBJETIVA DE LA AUDICIÓN | 67 |
| 5.1. La acumetría <i>Hector Valles Varela</i> | 69 |
| 5.2. Audiometría tonal liminar y supraliminar <i>Justo Ramón Gómez Martínez</i> | 89 |
| 5.3. Audiometría verbal <i>Alicia Huarte Irujo</i> | 97 |
| 6. EXPLORACIÓN OBJETIVA DE LA AUDICIÓN | 107 |
| 6.1. Impedanciometría <i>Amparo Postigo Madueño</i> | 109 |
| 6.2. Otoemisiones acústicas <i>Antonio Morant Ventura, Miguel Orts Alborch y Jaime Marco Algarra</i> | 119 |
| 6.3. Audiometría por respuestas eléctricas | 129 |
| 6.3.1. Audiometría por respuestas eléctricas. Introducción <i>Francisco M. González Martín, Almudena Trinidad Cabezas y Carmen Górriz Gil</i> | 129 |
| 6.3.2. Electrocoqueografía <i>Ricardo Sanz Fernández y Eduardo Martín Sanz</i> | 135 |
| 6.3.3. Potenciales evocados auditivos del tronco cerebral <i>Manuel Saiz Quevedo</i> | 147 |
| 6.3.4. Potenciales evocados auditivos de latencia media y larga latencia <i>Mari Cruz Tapia Toca y Antonio Lirola Delgado</i> | 158 |
| 6.3.5. Potenciales evocados auditivos de estado estable <i>Paz Martínez-Beneyto, Fco. Javier García Callejo y Emilia Latorre Monteagudo</i> | 171 |
| 6.3.6. PEA eléctricamente estimulados <i>Noelia Muñoz Fernández, Carlos de Paula Vernetta y Constantino Morera Pérez</i> | 181 |
| 6.3.7. Monitorización intraoperatoria de la vía auditiva <i>Raquel Manrique Huarte y Manuel Alegre Esteban</i> | 187 |

| | |
|--|------------|
| 7. EXPLORACIÓN DEL ACUFENO | 193 |
| <i>M.Teresa Heitzmann Hernández</i> | |
| 8. SISTEMÁTICA DEL CRIBADO DE LA AUDICIÓN EN EL NIÑO | 199 |
| <i>José Zubicaray Ugarteche, Faustino Núñez Batalla y Antonio Municio Martín</i> | |
| 9. PRUEBAS CONDUCTUALES EN LA EXPLORACIÓN AUDIOLÓGICA EN NIÑOS | 215 |
| <i>María Ignacia Pítarch Ribas, Vicente Escorihuela García y Jaime Marco Algarra</i> | |
| 10. SISTEMÁTICA DE LA EXPLORACIÓN AUDITIVA EN EL ADULTO | 229 |
| <i>Ignacio Pla Gil, Antonio Morant Ventura y Jaime Marco Algarra</i> | |
| 11. SISTEMÁTICA DE LA EVALUACIÓN DEL PROCESAMIENTO AUDITIVO CENTRAL | 241 |
| <i>Jorge Humberto Martins, Marisa Costa Alves y Susana Sousa Andrade</i> | |
| 12. HIPOACUSIA NO ORGÁNICA | 257 |
| <i>M^a Ignacia Pítarch Ribas, Antonio Morant Ventura y Paz Martínez Beneito</i> | |
| 13. ALGORITMOS DIAGNÓSTICOS DE LAS HIPOACUSIAS DE TRANSMISIÓN Y NEUROSENSORIAL | 267 |
| <i>María José Lavilla Valmaseda</i> | |
| 14. EVALUACIÓN DE LA PERCEPCIÓN MUSICAL | 285 |
| <i>Juan Carlos Falcón González, Ángel Ramos de Miguel, Silvia Borkoski Barreriro, Gloria Guerra-Jiménez y Ángel Ramos Macías</i> | |
| 15. EVALUACIÓN AUDITIVA DEL OÍDO ÚNICO | 293 |
| <i>Asier Lekue, Luis Lassaletta y Javier Gavilán</i> | |
| 16. AYUDAS TÉCNICAS | 305 |
| 16.1. Audífonos y generadores de ruido | 307 |
| <i>Francés Carreño</i> | |
| 16.2. Implantes cocleares | 323 |
| 16.2.1. Implantes cocleares. Descripción | 323 |
| <i>José M. Gorospe, Carmen Muñoz y María Garrido</i> | |
| 16.2.2. Implantes cocleares. Indicaciones y resultados | 334 |
| <i>Carlos de Paula Vernetta, Noelia Muñoz Fernández y Constantino Morera</i> | |
| 16.2.3. Programación implantes cocleares | 342 |
| <i>Alicia Huarte Irujo</i> | |
| 16.2.4. Pruebas objetivas en implante coclear | 348 |
| <i>Jaime Viera-Artiles, Daniel Pérez-Plasencia, Juan Carlos Falcón-González, Silvia Borkoski- Barreiro y Ángel Ramos Macías</i> | |
| 16.3. Implantes activos de oído medio | 357 |
| 16.3.1. Descripción de los implantes activos de oído medio | 357 |
| <i>César Orús Dotú, María del Prado Venegas Pizarro y Julia de Juan Beltrán</i> | |

| | |
|---|------------|
| 16.3.2. Implantes activos de oído medio. Indicaciones y resultados | 373 |
| <i>Miguel Arístegui, Jacques Magnan, Luis Lassaletta, Maurizio Barbara, Renaud Meller y Charbel Ramed</i> | |
| 16.3.3. Pruebas objetivas en implantes activos de oído medio | 389 |
| <i>Gloria Guerra-Jiménez, Ángel Osorio Acosta, Ángel Ramos Macías</i> | |
| 16.4. Implantes de conducción de vía ósea | 395 |
| 16.4.1. Indicaciones y resultados de los implantes de conducción por vía ósea | 395 |
| <i>Ignacio Pla Gil, Paz Martínez Beneyto y Jaime Marco Algarra</i> | |
| 16.4.2. Programación de los sistemas de conducción ósea | 402 |
| <i>Laura Girón Mairal</i> | |
| 16.5. Implantes auditivos de tronco cerebral | 413 |
| 16.5.1. Implantes auditivos de tronco cerebral. Descripción | 413 |
| <i>Santiago Santacruz</i> | |
| 16.5.2. Indicaciones y resultados en implantes auditivos de tronco cerebral | 415 |
| <i>Manuel Manrique Rodríguez, Raquel Manrique Huarte y Bartolomé Bejarano Herruzo</i> | |
| 16.5.3. Programación del implante auditivo de tronco cerebral | 419 |
| <i>Alicia Huarte Irujo</i> | |
| 16.5.4. Pruebas objetivas e implante auditivo de tronco cerebral | 427 |
| <i>Fredy A. Escobar-Ipuz, Sofía Cieza y Manuel Alegre</i> | |
| 17. PROTOCOLOS PARA LA INDICACIÓN Y VALORACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LOS DISPOSITIVOS AUDITIVOS | 433 |
| <i>Alicia Huarte Irujo, Laura Girón Mairal y Francisco Cogolludo</i> | |
| 18. ASPECTOS MÉDICO-LEGALES EN AUDIOLOGÍA | 443 |
| 18.1. El Informe médico | 445 |
| <i>Francisco Javier García Callejo, M^a Paz Martínez Beneyto y Antonio Morant Ventura</i> | |
| 18.2. Normativa sobre ruido | 457 |
| <i>Francisco Javier Cervera-Paz</i> | |
| 18.3. Discapacidad auditiva | 463 |
| <i>Teresa Rivera Rodríguez, Fernando García Alcántara y Javier Olarieta Soto</i> | |
| LISTADO DE AUTORES | 469 |

CAPÍTULO 1
ANATOMÍA FUNCIONAL
DEL OÍDO EXTERNO Y MEDIO

1. ANATOMÍA FUNCIONAL DEL OÍDO EXTERNO Y MEDIO

ANDREINA BETANCOURT MARTÍNEZ* Y JOSÉ DALMAU GALOFRE

El ser humano es un ser social por excelencia. Darwin explica indirectamente esta idea al asegurar que el proceso evolutivo se ha producido en virtud de una dinámica de constantes adaptaciones y desadaptaciones.

El hombre puede ser considerado como fruto de un doble proceso de evolución biológica y social. Los orígenes del hombre pueden situarse en el contexto de una naturaleza inhóspita en la que este presentaba rasgos propios de desadaptación al medio: debilidad física, piel fina, falta de medios naturales de ataque y defensa.

Sin embargo, aquellos homínidos pudieron hacerse fuertes y sobrevivir, fundamentalmente por su carácter social. Agrupándose, fueron capaces de desplegar formas cada vez más complejas y perfectas de organización social y, sobre todo, fueron desarrollando y transmitiendo una cultura de generación en generación.

Para todo este proceso, el lenguaje ocupa un papel fundamental. Como sabemos, el hombre es el único ser vivo que posee un verdadero lenguaje y, por tanto, se comunica por medio de la emisión de sonidos, para lo que es imprescindible la recepción de los mismos.

El sonido debe ser recogido por el pabellón, conducido por el conducto auditivo externo (CAE), transmitido a la membrana

timpánica (MT) y a la cadena de huesecillos y de esta a los líquidos laberínticos, donde estimularán las células del oído interno, transmitiendo estas a las terminaciones nerviosas los impulsos que llevarán el estímulo a las áreas corticales del lóbulo temporal (1).

En este capítulo se intentará explicar de una forma práctica cómo la anatomía del oído externo y del oído medio influyen en su función, en el primer paso para la audición.

EL PROCESO DE LA AUDICIÓN

Desde un punto de vista mecánico, el oído es un transductor de señal que capta una perturbación del medio, la propaga, modifica y transforma en señal eléctrica para enviarla al cerebro que la procesa, la interpreta y le da sentido (1).

Para que exista un sonido se necesita la presencia de 3 dispositivos, un foco emisor que produzca una perturbación, un medio por el que se pueda propagar la perturbación y un receptor que pueda interpretarla (1) (figura 1).

En nuestro entorno el medio más común de propagación de la perturbación es el aire, por tanto, ya que los gases no son capaces de soportar tensiones transversales, las partículas

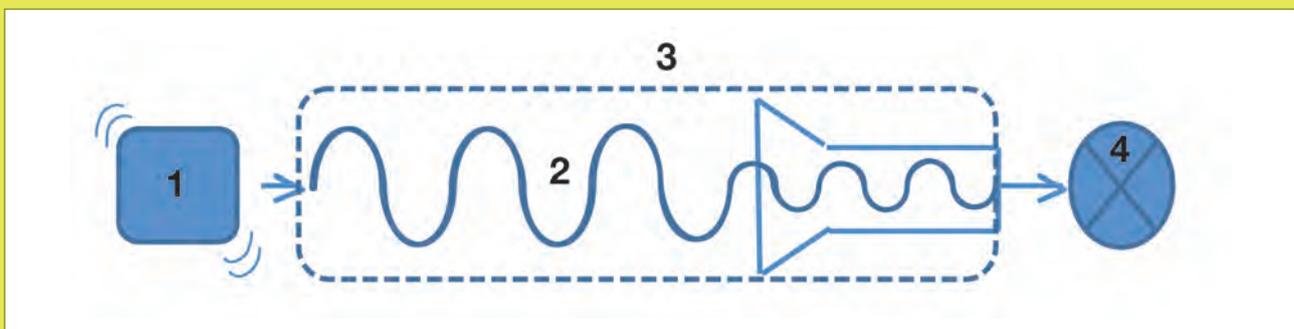


Figura 1

Esquema del proceso de audición: 1. Foco emisor, 2. Perturbación (onda sonora), 3. Medio de propagación, 4. Receptor.

* Andreina Betancourt Martínez. Teléfono de contacto: 687 387 838. E-mail: drabetancourt@gmail.com

en movimiento producidas por la perturbación del emisor se propagan de forma longitudinal, es decir, en el mismo sentido de la vibración de dicho emisor (1).

Después de recorrer el camino, la perturbación alcanza el receptor y, dependiendo de la energía (intensidad expresada en decibelios) y de la forma de variar con el tiempo (frecuencia expresada en hercios), el oído se percata o no de su presencia. Si la perturbación recibida tiene suficiente intensidad para activar los mecanismos de detección, puede ser traducida y convertirse en sonido. Sin embargo, aun cuando la perturbación sea lo suficientemente importante, puede ocurrir que la frecuencia o la magnitud no estén dentro del rango sensible para el oído y, por tanto, no sea capaz de estimular adecuadamente las células transductoras y en consecuencia la perturbación no adquiere la condición de sonido (1).

En este capítulo nos centraremos en los procesos ocurridos a nivel del medio de propagación correspondiente al oído externo.

Básicamente, la función audiológica del oído externo es modificar la señal que capta o “señal de entrada”, que incide sobre el oído en presencia de la cabeza, penetra en el canal auditivo, activa el tímpano y sale transformada en otra señal diferente, “señal de salida”, construida a partir de la de entrada.

OÍDO EXTERNO

PABELLÓN AURICULAR

Se trata de una lámina constituida por cartílago plegado, en diversos sentidos, sobre sí mismo gracias a la ayuda de estructuras ligamentosas, de forma oval, con la extremidad mayor orientada superiormente y cubierta por la piel (2).

Se sitúa en las partes laterales de la cabeza, posteriormente a la articulación temporo-mandibular (ATM) y a la región parotídea, anteriormente a la región mastoidea e inferiormente a región temporal (2, 3).

Está unida a la parte lateral de la cabeza por la parte media de su tercio anterior a través de los ligamentos extrínsecos,

el ligamento auricular anterior y posterior, y es libre en el resto de su extensión. Esta parte libre forma con la pared craneal un ángulo abierto posteriormente que suele medir por término medio 30° (2).

Aunque tiene unas medidas medias de 65 mm de eje mayor vertical y 39 mm de eje transversal, su tamaño es muy variable. Depende, por un lado, de factores genéticos, y por otro, de factores ambientales. Es de señalar la influencia que tiene la edad como factor del que depender de forma directa el tamaño del pabellón auricular (3).



Figura 2

Configuración del pabellón auricular (imagen tomada del *Atlas de Anatomía Humana*. Netter).

En su cara lateral se observan una serie de salientes que alternan con depresiones, circunscribiendo una cavidad profunda llamada concha de la oreja, en el fondo de la cual se abre el CAE (2). El resto de pliegues que conforman el pabellón auricular se señalan en la figura 2.

Las estructuras musculares que posee, importantes en el resto de los mamíferos, están en regresión en el ser humano (5).

a) Función de protección

La configuración del cartílago auricular con sus repliegues y la angulación de aproximadamente 30° respecto al cráneo, permiten que el CAE quede parcialmente cubierto y protegido de cuerpos extraños que puedan llegar desde el exterior.

b) Función audiológica

Casi hasta mediados del siglo XX se aceptaba que la única función de la oreja era mecánica como elemento de protección del canal auditivo contra elementos externos. En 1968, Shaw y Teranishi abordaron el papel del pabellón auricular en el procesado del sonido (1).

El pabellón auditivo recoge las ondas sonoras y las hace converger hacia el CAE, actuando como una pantalla receptora. Por su forma y localización, recoge el sonido que llega desde un arco de 135° en relación a la dirección de la cabeza. Su forma cóncava, y en este sentido cobra especial interés la concha, concentra el sonido en la entrada del CAE. Békésy y Shaw demostraron que la concha aumenta la intensidad del sonido de 10 a 15 dBs en las frecuencias entre 1.700 y 7.000 Hz (1).

Además, la forma de la concha en la parte anterior del pabellón auricular permite diferenciar aquellos sonidos que provienen del frente del individuo de los que llegan de detrás. Los primeros son favorecidos en su llegada al CAE, mientras los segundos son retrasados (6).

Aún más importante es la función que ejerce al distorsionar las señales sonoras incidentes de forma lineal, aunque no de la misma manera para todas las direcciones de procedencia y distancia. De esta manera, el pabellón auditivo traduce las características espaciales de la onda sonora en características temporales y espectrales. Esto lo logra principalmente a través de la interferencia, que consiste en la propiedad que tienen las ondas sonoras de componerse de otras ondas; por ejemplo, si en un punto coinciden dos ondas simultáneamente, el punto vibra conforme al resultado de los dos movimientos, esto es, si a un mismo punto llegan dos ondas simultáneas vibrando en la misma frecuencia y dirección, el resultado sería una vibración con amplitud igual a la suma de las dos amplitudes. Si por el contrario están en direcciones opuestas el resultado es una vibración con amplitud igual a la diferencia de las amplitudes (1).

Pabellón auditivo y efecto de la cabeza

Para introducir el concepto del efecto que tiene la cabeza en el proceso de la audición, es necesario explicar primero el concepto físico de difracción, que se refiere a la capacidad de las ondas de rodear obstáculos. En función de la longitud de onda y del tamaño del obstáculo, la onda o bien seguirá

propagándose como si el obstáculo no existiera (obstáculo pequeño en comparación con la longitud de onda) o bien se generará una pequeña zona de sombra (obstáculo grande en comparación con longitud de onda)¹. Este fenómeno cobra importancia al analizar las causas por las somos capaces de discernir sobre la procedencia del sonido e incluso de diferenciar las fuentes aunque emitan simultáneamente (1).

Para estudiar el efecto de la cabeza la consideraremos como una esfera de unos 17,5 cm de diámetro, con los oídos situados a los lados sobre un plano horizontal.

El nivel de presión sonora recibido en un oído, que se encuentra en dirección opuesta a la de la incidencia del sonido, puede llegar a ser mayor en el caso de estar la cabeza presente que en ausencia de la misma. Es decir, a pesar de que la cabeza se encuentra entre la fuente y el oído receptor, y, por tanto, pudiera creerse que entorpecería la transmisión de la onda y por consiguiente hacerla más débil, lo que en realidad ocurre es que su efecto es amplificador, al menos para algunas frecuencias. Esto se debe al fenómeno de difracción producido por la cabeza (1). Así, se ha demostrado que en el nivel sonoro que alcanza a ambos oídos influye de manera importante la distancia a la que se encuentra la fuente, mientras que la diferencia de fase interaural no se ve afectada por esta variable. Además, cabe destacar que, si se permiten ligeros movimientos de la cabeza, mejora ampliamente la localización de la fuente sonora.

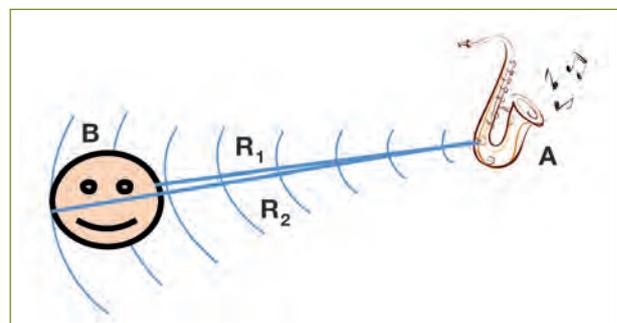


Figura 3

Efecto de la cabeza en el proceso de localización de la señal. A. Fuente emisora, B. Receptor, R₁. Distancia de la onda sonora desde la fuente hasta el oído más cercano a la fuente (oído izquierdo), R₂. Distancia de la onda sonora desde la fuente hasta el oído más lejano a la fuente (oído derecho) (1).

En la figura 3 la fuente A emite un sonido que es percibido por el receptor B. El sonido directo que recibe el oído izquierdo del receptor recorre una distancia R_1 mientras que el del oído derecho recorre una distancia R_2 . Debido a la diferencia de caminos recorridos por el mismo sonido al ser percibido por los oídos existe una pequeña diferencia de intensidad y sobretodo cierta diferencia de fase. Esta diferencia unida al efecto de la difracción de la cabeza permite al receptor obtener información sobre la procedencia del sonido y también sobre la noción de proximidad y lejanía de la fuente.

La cabeza supone un obstáculo para las ondas originando difracción y, dependiendo de la frecuencia unas ondas le rodearán con más facilidad que otras. Cuanto menor sea la frecuencia, que corresponde con una longitud de onda mayor, más capacidad tendrá esta de efectuar la difracción (1).

En resumen, tanto el efecto de difracción como la diferencia de caminos originan diferencias de amplitud y de fase entre los sonidos percibidos por los oídos y en conjunto aporta información sobre la procedencia y sobre la distancia a la que se encuentra la fuente.

CONDUCTO AUDITIVO EXTERNO

El CAE se extiende desde la cavidad de la concha a la membrana del tímpano.

La pared de este conducto, fibrocartilaginosa en su tercio lateral y ósea en sus dos tercios mediales, está cubierta en toda la extensión de su superficie externa por un revestimiento cutáneo que es continuación de la piel de la cara lateral de la oreja, se adelgaza de lateral a medial y se refleja en el fondo del conducto sobre la membrana timpánica, de la que constituye la capa externa. En la mitad lateral está provisto de pelos muy delgados que desaparecen en la mitad medial. Por debajo de este revestimiento cutáneo, se encuentra un revestimiento de glándulas sudoríparas modificadas (glándulas secretoras de cera) y sebáceas (2).

El segmento fibrocartilaginoso está formado por la yuxtaposición de 2 canales: uno inferior cartilaginoso cóncavo superiormente y otro superior, fibroso, cóncavo inferiormente. Ambos canales se unen por sus bordes. El canal cartilaginoso es continuación del cartílago de la oreja, esta continuidad se establece por medio de una parte estrecha del cartílago

llamado istmo, que es medial al trago. En su parte medial, el canal cartilaginoso se une a la extremidad del conducto óseo por medio de tejido fibroso (2).

El cartílago del CAE presenta en su cara anterior dos soluciones de continuidad en forma de hendiduras, las incisuras del cartílago o del conducto auditivo que tienen como finalidad aumentar la flexibilidad del cartílago y la amplitud de los movimientos que se puede imprimir a esta parte del conducto (2).

El segmento óseo está constituido superiormente por la porción horizontal de la escama del temporal; inferior, anterior y posteriormente por el canal de la porción timpánica (también llamada hueso timpanal) (2).

La longitud del CAE es de 25 mm por término medio. La membrana del tímpano, que lo cierra medialmente, está marcadamente inclinada de superior a inferior y de lateral a medial, por lo que la pared inferior del conducto es siempre aproximadamente 5 mm más larga que la pared superior (2).

Su forma y su dirección varían a lo largo de su recorrido. Presenta de lateral a medial una torsión que hace que la pared anterior se convierta gradualmente en anteroinferior. Además,

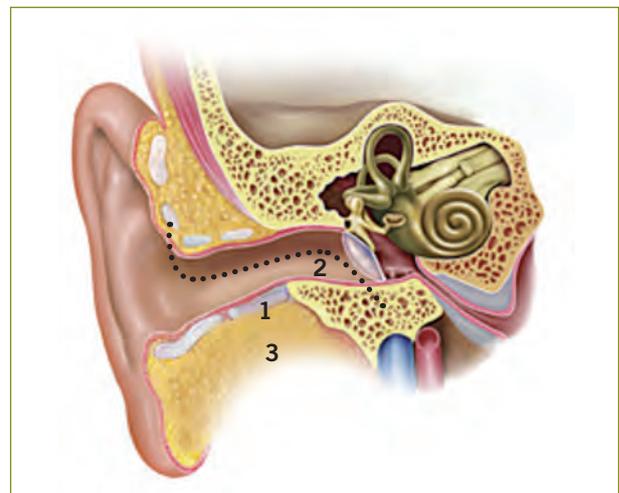


Figura 4

Corte frontal del CAE. Nótese la línea punteada que indica la forma en "S" del conducto 1. Porción cartilaginosa, 2. Porción ósea, 3. Glándulas sudoríparas modificadas y sebáceas (imagen modificada del *Atlas de Anatomía Humana*. Netter) (4).

no se trata de un tubo recto, sino que presenta sinusoidales en sentido vertical y horizontal simultáneamente describiendo una curva convexa superiormente o en forma de “S” desviada, de forma que la dirección de su eje longitudinal coincida con el conducto auditivo interno (2, 3, 5) (figura 4).

Según su morfología general, se reconocen varios tipos de CAE: *Rectilíneo*, sus acodamientos son poco manifiestos, es amplio, permite ver la membrana timpánica con una simple tracción hacia atrás del pabellón. *Intermedio*, tamaño y forma usual. *Estrecho*, sus acodamientos son pronunciados, es tortuoso, proporcionando dificultades en la exploración y en la cirugía. Estas variantes en su morfología, inciden en el desempeño de sus funciones no auditivas, que se desarrollarán a continuación (5).

a) Función no audiológica

Tanto la disposición en “S” del CAE como la presencia de finos pelos en el extremo lateral que están orientados de tal manera que sus puntas queden hacia afuera, evitan que los cuerpos extraños penetren dentro de él.

Por otro lado, la secreción de las glándulas sudoríparas modificadas, es decir, el cerumen, y la secreción de las glándulas sebáceas, que se encuentran en la porción cartilaginosa, cumplen igualmente una función protectora, sobre todo desde el punto de vista bacteriológico (1).

Sin embargo, un exceso de producción de cerumen, o CAEs estrechos, en los que se hace más difícil el aclaramiento del cerumen, puede producir una obstrucción parcial o completa, provocando una pérdida de audición de hasta 30 dBs. De todas formas, el grado y patrón de pérdida dependen en cierta forma de la cantidad de aire atrapado entre la porción superior de la membrana timpánica y la masa obstructiva. La resonancia de la columna aérea mejora la audición en la frecuencia de resonancia. Si la masa obstructiva comprime la membrana e interfiere en su vibración, la pérdida será mayor (1).

Otra misión del CAE es el control de la temperatura, para que de esta forma sea la misma a ambos lados de la membrana timpánica.

b) Función audiológica

Desde el punto de vista auditivo, el conducto a parte de su función pasiva de transmisión del sonido tiene un efecto

resonante, reforzando la resonancia de las frecuencias comprendidas entre 2.000 y 5.000 Hz (1).

Para introducir el tema desde una perspectiva sencilla se puede dividir el conducto auditivo externo en 3 zonas (1):

1. Al principio del canal que se caracteriza por ser el punto de unión entre el pabellón auditivo y el conducto. La longitud de esta zona es imprecisa (2-3 mm) y su objetivo es servir de puente entre el pabellón auricular y CAE.
2. El canal auditivo externo propiamente dicho, en la que la onda adquiere su forma “natural” aplanándose y desplazándose hasta llegar a la zona de “influencia” del tímpano.
3. Tercera zona o timpánica, es la que sirve de unión entre el canal y la membrana timpánica. Esta última es accionada por la onda sonora viajante, sin embargo, los mecanismos específicos son aún un campo de estudio.

Este capítulo se centrará en explicar los procesos anatómo-fisiológicos que se producen en la segunda zona o canal auditivo propiamente dicho.

La propagación del sonido por vía aérea en el canal auditivo, solo es posible al vibrar las moléculas de aire en dirección al eje.

Consideremos un cilindro infinitamente largo que contiene un gas. En un extremo se dispone de un émbolo que cierra herméticamente el cilindro y que puede moverse a lo largo del eje. Si se hace vibrar al émbolo con un movimiento de “vaivén” en sentido longitudinal, las partículas en contacto con el émbolo siguen el mismo movimiento y lo “traspasan” a sus vecinas y estas vibran de igual forma que el émbolo, aunque un poco retrasadas en el tiempo. A su vez estas partículas interactúan con las de más allá y así sucesivamente hasta alcanzar todos los puntos del cilindro (1).

Profundizando un poco en nuestro modelo, consideremos ahora al CAE como un cilindro de 25 mm de longitud abierto por un extremo y cerrado herméticamente por el otro extremo a través de una superficie rígida (membrana timpánica). Este modelo, aunque simple, permite representar el comportamiento de las ondas sonoras en las frecuencias de nuestro interés. Entre frecuencias de 1.000 hasta 8.000 e incluso 10.000 Hz basta con aplicar el modelo anteriormente

expuesto. Para frecuencias menores, basta con realizar un modelo del sistema como un conducto lleno de aire; sin embargo, para frecuencias superiores es necesario tomar en cuenta las variaciones geométricas en las distintas partes del CAE. En todo caso, para estudiar la transmisión del sonido en el canal, hay unanimidad en el hecho de considerar el sistema como se ha explicado, debido a que las dimensiones diametrales de este son muy pequeñas comparadas con las longitudes de ondas estudiadas en el rango audible (1).

Para entender cómo el CAE es capaz de generar una ganancia auditiva es necesario entender el concepto de resonancia.

Siempre que las distancias en un ambiente sonoro sean múltiplo de la longitud de onda, se establece un fenómeno de resonancia espacial, en el que el sonido reflejado retorna en sentido contrario al sonido incidente, de forma que ambas ondas se encontrarían en oposición de fase. Esto no conduce a una cancelación de la amplitud, sino a una cancelación de la propagación de la onda, siendo el resultado final, la creación de una onda estacionaria, dicho de otra forma, se producen cuando interfieren dos movimientos ondulatorios con la misma frecuencia y amplitud pero con diferente sentido. Tiene puntos que no vibran (nodos), que permanecen inmóviles, estacionarios, mientras que otros (vientres o antinodos) lo hacen con una amplitud de vibración máxima, igual al doble de la de las ondas que interfieren, y con una energía máxima (2).

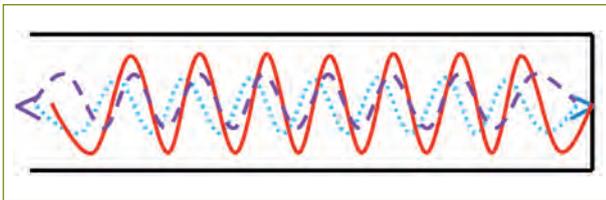


Figura 5

Representación de onda estacionaria. Líneas punteadas: representan la onda sonora en sentido hacia la membrana timpánica. Línea de guiones: representa la onda reflejada (nótese que posee igual frecuencia y amplitud pero sentido opuesto). Línea completa roja: representa la onda estacionaria (nótese que posee igual frecuencia, el doble de amplitud y no posee dirección).

Es así, generando ondas estacionarias, cómo el CAE logra proporcionar, de una forma dinámica, una ganancia al sistema auditivo.

Sin embargo, no todas las frecuencias producen ondas estacionarias, aquellas que lo logran se denominan frecuencias de resonancia.

En la figura 6, se expone una curva (que es resultado de la aproximación de la media de 3 curvas diferentes, correspondientes a 3 estudios distintos) que representa la ganancia del canal (1).

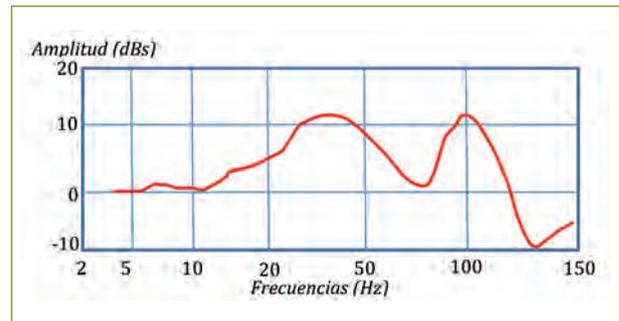


Figura 6

Representación de la ganancia producida por el CAE.

Según puede observarse, la ganancia es casi nula para frecuencias bajas, aumentando a partir de los 1.000 Hz y teniendo dos picos en torno a los 10 dBs de ganancia alrededor de 4.000 y 10.000 Hz.

Por otra parte, si se considera el canal auditivo como un sistema dinámico, debe tenerse en cuenta el estudio de las variaciones de los tejidos con la edad y las relaciones geométricas del canal asociadas al movimiento del individuo y sobre todo de la articulación temporo-mandibular, ya que las dimensiones anteroposteriores varían según la posición de la mandíbula. Todos aquellos movimientos que supongan giros respecto a la ATM, tales como los originados al reír, bostezar o masticar alteran el volumen del canal y, por tanto, las frecuencias propias, resonancias y ganancias definitivas (1).

GANANCIA AUDITIVA DEL OÍDO EXTERNO

En distintos estudios también se han realizado mediciones acerca de la ganancia auditiva que se obtiene al sumar las ganancias del pabellón auricular y del conducto auditivo externo por separado, o lo que es lo mismo, desde el campo libre hasta el tímpano.

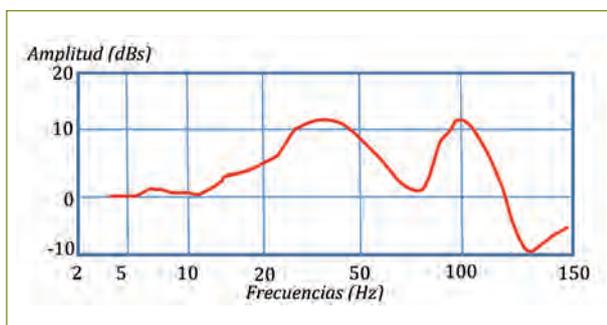


Figura 7

Representación de la ganancia producida por el conjunto pabellón.

En la figura 7 se aprecia que la máxima ganancia se obtiene en el intervalo de frecuencias comprendido entre los 2.000 y los 5.000 Hz, pudiendo alcanzar los 18 dBs para algunas frecuencias.

OÍDO MEDIO

El CAE se cierra en su extremo interno por la membrana timpánica (MT), doble membrana de origen ectodermo-endodérmica derivada de la primera bolsa faríngea y la primera hendidura branquial, de esta manera constituye la pared externa de la cavidad del oído medio (OM) (6).

El OM está formado por un conjunto de cavidades aéreas labradas en el espesor del hueso temporal, con excepción del segmento faríngeo de la trompa de Eustaquio. Todo el sistema está cubierto por un epitelio mucoso estratificado ciliado, o respiratorio (6).

Desde el punto de vista práctico, se puede dividir el oído medio en tres partes (2):

1. *Cavidad timpánica o caja del tímpano*, situada entre el CAE y el oído interno. Atravesada de lateral a medial por la cadena de huesecillos, articulados entre sí y unidos a un aparato muscular especial. Está formada por seis paredes: la pared lateral la constituye la membrana timpánica. La pared medial está en relación con las estructuras del oído interno. La pared superior es una delgada lamina ósea que separa la caja timpánica de la fosa media. La pared inferior o receso hipotimpánico está en relación con el golfo de la yugular. La pared posterior o mastoidea. Y la pared anterior o carotidea, en ella se encuentra el orificio de la trompa de Eustaquio.
2. *Cavidades mastoideas*, divertículos de la cavidad timpánica excavados en el espesor del hueso temporal.
3. *Trompa de Eustaquio*.

Filogénica y funcionalmente, el oído medio se considera un mecanismo adaptador de impedancias entre el medio aéreo donde se generan los estímulos sonoros en la vida terrestre y el líquido del oído interno. Es por esto que, aunque en algunos peces se puede observar un OM rudimentario, no es sino hasta el periodo carbonífero, cuando los anfibios conquistan el medio terrestre, que alcanza pleno desarrollo adaptativo (3).

El OM juega un papel fundamental en la fisiología auditiva, ya que se encarga de:

- a. Transformación de ondas acústicas en vibraciones mecánicas.
- b. Adaptación de las impedancias entre el medio aéreo y el medio líquido del oído interno.
- c. Protección del oído interno ante sonidos de intensidad extrema.
- d. Mantenimiento del equilibrio de presiones aéreas entre ambos lados de la MT.

a) Transformación de ondas acústicas en vibraciones mecánicas

Para este propósito juega un papel primordial la MT y la cadena de huesecillos. La membrana timpánica está formada por una pequeña porción situada en la parte superior conocida como pars flácida, y una pars tensa, separada de la anterior por los ligamentos tímpano-maleolares anterior y posterior, que constituye la mayor parte de la MT y deriva de las tres hojas germinativas: su cara externa está tapizada

por epidermis que procede del ectodermo, su capa media, fibrosa, procede del mesodermo, y su capa interna que está revestida de mucosa que proviene del endodermo (3).

Las ondas acústicas que provienen del CAE hacen vibrar la MT. Estas vibraciones son muy complejas y dependen de la frecuencia e intensidad del sonido recibido. En estado de reposo, la MT se encuentra a tensión gracias a sus fibras radiales y circulares, lo que le permite captar ondas de baja intensidad (6).

Posteriormente a la vibración de la MT, entran en juego la cadena de huesecillos, de lateral a medial: martillo, yunque y estribo.

El martillo posee la forma de un mazo con una cabeza y un cuerpo unidos por el cuello. El mango está incluido en el espesor de la MT, en él se insertan las fibras de la capa media (2).

Por otro lado, el yunque está situado medialmente al martillo, entre este hueso y el estribo. Posee un cuerpo, una apófisis horizontal o corta y una apófisis descendente o rama larga. El cuerpo, alojado en el ático, se une con la cabeza del martillo por medio de una articulación de anclaje recíproco (2, 6).

El movimiento de esta articulación se encuentra muy limitado por la fijación del martillo a la MT. Por este motivo, ambos huesos suelen desplazarse como un conjunto. Así, puede considerarse que la MT forma una unidad funcional en conjunto con el martillo y el yunque. Este conjunto se mueve en torno a un eje horizontal que permite movimientos de rotación a la articulación del yunque y el estribo (5).

El estribo es el más medial de los huesos osculares, está situado en profundidad con respecto al yunque con el que se articula. La cabeza tiene una cavidad glenoidea para articularse con la apófisis vertical o rama larga del yunque. Desde aquí, se extienden dos ramas o cruras, una anterior y otra posterior que terminan en los extremos respectivos de la platina que cierra la ventana oval uniéndose a su periferia a través del ligamento anular de Rudinger. La inclinación de las cruras no es simétrica, sino que la posterior es generalmente más arqueada (6). Esto explica en parte su comportamiento biomecánico, que se explicará con más detalle en el papel de protección del OM al oído interno ante sonidos de intensidad extrema (punto c).

Estos huesecillos tienen la misión de transmitir la vibración hasta la ventana oval para poner en movimiento los líquidos laberínticos, evitando la pérdida de eficiencia que supondría pasar sin intermediarios de un medio aéreo a uno líquido.

b) Adaptación de las impedancias entre el medio aéreo y el medio líquido del oído interno

El sonido progresa mediante ondas propagadas por el desplazamiento de las moléculas del medio en que difunde. Pero todo medio se opone a esta propagación por su densidad, elasticidad y la cohesión de sus moléculas. La resistencia acústica que opone un medio, es decir, la impedancia, viene dada por su densidad y su elasticidad.

Las moléculas de agua están más cohesionadas, más “apretadas” unas con otras, y tienen menos elasticidad que las del aire; por ello, son más difícilmente desplazables desde su punto de equilibrio, es decir, muestran mayor impedancia (5).

El medio líquido posee una impedancia 40-50 veces mayor a la del medio aéreo. Por este motivo, sin la existencia de los *sistemas* de emparejamiento de impedancia del OM, la inmensa mayoría de las ondas que alcanzan la membrana oval serían reflejadas, como la luz en un espejo, y no serían analizadas por el oído interno (5, 7).

El sistema de emparejamiento de impedancias del OM se inicia, por lo tanto, en la MT, ya que sus características físicas permiten un incremento de presión sobre la ventana oval.

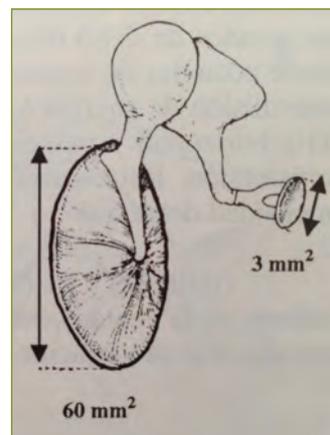


Figura 8
Diferencia de tamaño entre la membrana timpánica y la ventana oval. Tomado del libro *Otología*. Gil Carcedo (5).

La diferencia de tamaño (en el hombre 20:1) existente entre la MT y la ventana oval hace que la presión total final que actúa sobre esta, se vea incrementada hasta 24 veces, lo que supone una ganancia de hasta 27 dBs (6) (figura 8).

Otro sistema que contribuye a adaptar las impedancias en el OM es el constituido por los músculos intratimpánicos.

La transmisión del sonido en el OM está controlada por estos músculos, el del martillo y del estribo. Así, como cualquier músculo esquelético, proporcionan estabilidad y dinamismo a los elementos a los cuales se anclan (6).

La contracción del músculo del martillo tensa la MT al desplazarlo hacia adentro dentro de la caja timpánica, pero, al mismo tiempo, provoca la proyección de la platina del estribo sobre la ventana oval. Por el contrario, la activación del músculo del estribo tiende a desplazar la platina hacia fuera de la ventana oval y hacia atrás, lo que conlleva a un desplazamiento hacia fuera del conjunto formado por el yunque, martillo y MT, provocando que pierda tensión (6).

Así dependiendo de la intensidad y frecuencia del sonido, la contracción/relajación muscular aumenta/disminuye, respectivamente, la resistencia o impedancia del sistema frente al paso del sonido y así se modifica lo que finalmente alcanza y estimula a la ventana oval (5).

Al contraerse, limitan el paso de energía sonora de las frecuencias graves hacia el oído interno al aumentar la impedancia acústica tímpano-oscicular durante la contracción. Es decir, la contracción muscular posee efecto de filtro de frecuencias (5).

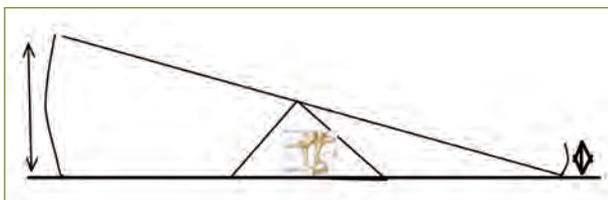


Figura 9

La membrana timpánica al ser de mayor tamaño posee menor potencia, en contraposición de la ventana oval, menor tamaño, mayor potencia. La cadena de huesecillos actúa como palanca de 1^{er} grado. Tomado del libro *Otología*. Gil Carcedo (5).

c) Protección del oído interno ante sonidos de intensidad extrema

Existen dos mecanismos protectores del oído interno en el oído medio.

En primer lugar, Békésy en 1965 demostró que la MT no vibra de la misma manera ante sonidos de diferentes tonos. Hasta los 2.400 Hz vibra como un cono rígido, como un todo, rotando sobre un eje situado próximo al margen superior. Por encima de los 2.400 Hz, pierde rigidez y cuanto más alta sea la frecuencia, vibra menos superficie timpánica sobre un eje cada vez más próximo a su margen inferior (6, 7).

Esto, al disminuir la eficacia en la transmisión del sonido, constituye un sistema protector ante grandes intensidades, a altas frecuencias (6) (figura 10).

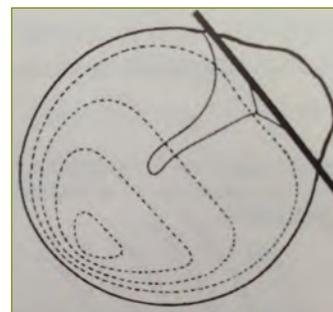


Figura 10

Formas de vibración de la membrana timpánica. Las líneas punteadas indican en área de vibración, cada vez menor, a medida que aumentan las frecuencias. Tomado del libro *Otología*. Paparella Shumrick (7).

En segundo lugar, los huesecillos también conforman un sistema de protección al oído interno, ya que los movimientos de la platina del estribo sobre la ventana oval dependen de la intensidad de los sonidos.

Con los sonidos de intensidad menor a 120 dBs, el estribo se comporta como un pistón con respecto a la ventana oval. No obstante, cuando el sonido es de intensidad superior, se produce un cambio de eje que tiene a proyectar el estribo hacia atrás, con tendencia a separarlo de la membrana oval (6).

Por otro lado, la latencia de contracción de los músculos intratimpánicos es relativamente alta, en torno a 15 ms, lo que se explica por el hecho de estimularse por un sistema polisináptico complejo (6).

Esto supone que los reflejos de los músculos del oído medio no protegen al receptor auditivo ante sonidos bruscos, aunque sí lo hacen ante sonidos de gran intensidad mantenidos. No obstante, sonidos de larga duración producen fatiga auditiva que conlleva a una relajación muscular progresiva que comporta a la lesión final del sistema (6).

d) Mantenimiento del equilibrio de presiones aéreas entre ambos lados de la MT

Para mantener las presiones aéreas a ambos lados de la MT, el oído medio posee dos sistemas de gran trascendencia:

Sistema neumático temporal

El sistema neumático temporal es un complejo compuesto por cavidades excavadas en el hueso temporal, que se desarrolla principalmente en la apófisis mastoideas. Está constituido por una serie de celdas, la más resaltante por su mayor tamaño se denomina antro mastoideo, y otras pequeñas, variables y numerosas (2, 6) (figura 11).

Este sistema representa el límite superior del OM. Por detrás del ático, y en continuidad con él, se encuentra la comunicación entre ambas estructuras, el *aditus ad antrum*, que es un pequeño canal de forma triangular, de base superior, que une al ático con el antro mastoideo (2, 6).

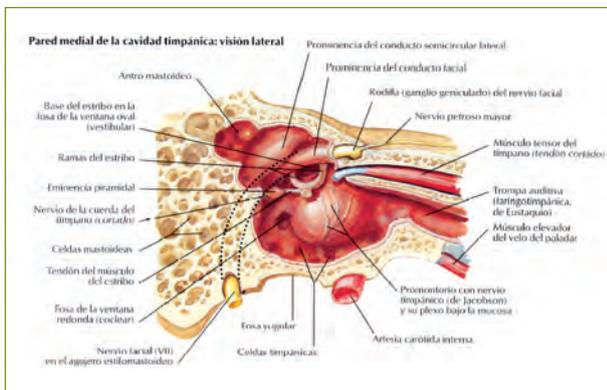


Figura 11

Vista lateral de pared medial de caja timpánica. Véase que se resalta el antro y las celdillas mastoideas (línea roja) que se encuentran en la parte posterior. Tomado del *Atlas de Anatomía Humana*. Netter (4).

El mayor o menor desarrollo de los espacios neumáticos del temporal no parece tener consecuencias acústicas, sin embargo, sí las tiene la mucosa que los recubre, ya que actúa como absorbiendo las ondas resonantes producidas en el oído medio (6).

Por su parte, el volumen aéreo del OM posee una importancia esencial en cuanto al mantenimiento de las presiones intratimpánicas y por ende de la fisiología del OM (6).

El proceso neumatizador está genéticamente determinado, pero su expresión fenotípica se ve influenciada por procesos intercurrentes como infecciones crónicas en el OM, disfunciones tubáricas, entre otras (5).

Trompa de Eustaquio

En la mitad superior de la pared anterior de la cavidad que constituye el OM, se encuentra el orificio timpánico de la trompa de Eustaquio (2).

Su eje mayor se dirige oblicuamente desde la caja del tímpano hacia abajo, hacia delante y hacia la línea media formando un ángulo con los planos horizontal, frontal y sagital de unos 40°.

Está formada por dos porciones bien diferenciadas: la porción ósea, más lateral, se trata de un tubo óseo tallado en la parte anterior del hueso temporal. La porción fibrocartilaginosa, medial, que posee una luz virtual, ya que en condiciones normales solo se abre durante los movimientos de deglución, bostezo, etc.

Todo el interior de este conducto está recubierto por un epitelio pseudoestratificado ciliado, que presenta un movimiento ciliar común dirigido hacia el orificio tubárico, similar al que se observa en otras regiones de las vías aéreas superiores, por lo que se puede asimilar, para la trompa, el concepto de "aclaramiento ciliar". El número de cilios decrece desde el orificio faríngeo hasta el timpánico (6).

Ya que toda la actividad del OM se realiza en un medio aéreo, depende de que exista un equilibrio de presiones a ambos lados de la MT. Así pues, la misión esencial de la trompa de Eustaquio es equilibrar dichas presiones.

Este es un equilibrio dinámico que se mantiene gracias a dos procesos distintos pero complementarios: en primer

lugar al intercambio gaseoso a través de la mucosa del OM: la sangre venosa cede, según gradiente de presiones parciales, CO_2 a la caja del tímpano y toma de esta O_2 . Además, parte del oxígeno contenido en el OM es reabsorbido por la mucosa que lo recubre, reduciéndose de este modo las presiones parciales de algunos gases, y como consecuencia, la presión total, suma de las parciales (6) (figura 12).

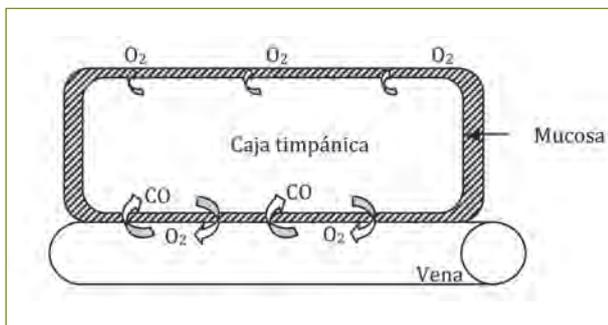


Figura 12

Esquema del intercambio gaseoso en el oído medio.

En segundo lugar, se lleva a cabo un proceso regular y rítmico de apertura-cierre durante la deglución. Puesto que la trompa en su porción fibrocartilaginosa es un espacio virtual colapsado por la tensión y elasticidad de sus componentes, es preciso un sistema muscular capaz de dinamizar estos elementos.

Estos músculos son los periestafilinos externos e internos (6). El músculo periestafilino externo toma origen en el esfenoideos, porción antero-externa, fibrosa, de la trompa y el paladar, de manera que su contracción separa la parte fibrosa de la cartilaginosa. Está innervado por una rama de la subdivisión mandibular del trigémino. El músculo periestafilino interno, se inserta en el peñasco, pared posterior de la trompa fibrocartilaginosa y en paladar. Su contracción abre el orificio faríngeo de la trompa, complementando la acción del periestafilino externo. Sin embargo, actualmente se ha debatido sobre la acción y utilidad de este músculo.

Además de la enorme importancia del aparato muscular, en la apertura de la trompa de Eustaquio también inciden otros factores como el edema locoregional, el acantonamiento de

moco, las condiciones ambientales, la presencia de antígenos bacterianos o de sustancias químicas, etc.

TRANSMISIÓN POR VÍA ÓSEA O TRANSMISIÓN PARATIMPÁNICA

Hasta este punto se han explicado los fenómenos anatómo-fisiológicos que se llevan a cabo en el proceso de audición por vía aérea. Sin embargo, resulta evidente que existe otra vía de transmisión de ondas sonoras capaces de excitar al oído interno y ser procesadas como sonidos, la vía ósea.

De esta forma, el cráneo se constituye en una especie de sólido resonante, en particular para las bajas frecuencias, que es capaz de transmitir dichos sonidos a la cóclea a través del hueso temporal, No obstante, para que este sonido pueda ser percibido por el receptor, debe alcanzar una intensidad que ronde los 50 dBs (5, 8).

Se han descrito tres formas de propagación del sonido por esta vía que, para efectos de este capítulo, son de interés:

1. Conducción ósea por compresión

Hace referencia a la alternante compresión y expansión de la cápsula ótica en respuesta a la vibración craneal. La diferencia de complianzas entre la platina-ventana oval y la membrana de la ventana redonda permite el desplazamiento de fluidos desde la rampa vestibular hacia la rampa timpánica durante la contracción de la cápsula ótica. El movimiento mecánico de la membrana basilar provoca la correspondiente estimulación de las células ciliadas (8).

2. Conducción vía ósea por inercia

Describe la contribución de las estructuras del oído medio a esta transmisión. El cráneo y la cadena de huesecillos tienen distintas propiedades de resonancia, lo que provoca ante una vibración craneal la vibración oscilar, y con ello un desplazamiento de los líquidos cocleares de forma similar a la que se produce con los estímulos conducidos vía aérea (9).

3. Conducción vía osteo-timpánica

Hace referencia a la energía sonora transmitida a través del cráneo y otras estructuras adyacentes (mandíbula y

partes blandas) hacia el conducto auditivo externo y la membrana timpánica, y a partir de estos como si se tratara de conducción vía aérea. La inercia de los huesecillos participa en la conducción de las frecuencias medias. En cambio, el sonido irradiado al conducto auditivo externo tan solo incide en el total de la transmisión cuando se ocluye el orificio de entrada. Con el denominado efecto de oclusión se incrementa de forma importante la transmisión de frecuencias graves. Es por ello que la transmisión por conducción ósea directa ofrece, en términos relativos, una mejoría en la sensibilidad de las frecuencias altas (9).

BILIOGRAFÍA

1. Gil-Carcedo, L.; Vallejo Valdezate, L. *El oído externo*. Madrid: Ergon; 2001.
2. Rouviere, H.; Delmas, A. *Anatomía humana*. 10º ed. Barcelona: Masson; 2002, pp. 347-374.
3. Vallejo Valdezate, L.; Gil-Carcedo, E. *Tratado de ORL y cirugía de cabeza y cuello. Anatomía aplicada del oído externo y medio*. 2º ed. Madrid: Médica Panamericana; 2007, pp. 845-866.
4. Netter, F. *Atlas de anatomía humana*. 4º ed. Barcelona: Masson; 2007.
5. Gil-Carcedo, L. *Otología*. Barcelona: Menarini; 1995, pp. 83-90.
6. Gil-Loyzaga, P.; Poch Broto, J. *Tratado de ORL y cirugía de cabeza y cuello. Fisiología del sistema auditivo periférico*. 2º ed. Madrid: Médica Panamericana; 2007. pp. 953-968.
7. Paparella, M.; Shumrick, D. *Otología*. 2º ed. Madrid: Editorial Médica Panamericana; 1987, pp. 101-121.
8. Tsai, V.; Ostroff, J.; Korman, M.; Chen, J. M. Bone-conduction hearing and the occlusion effect in otosclerosis and normal controls. *Otol Neurotol*. 2005 nov., 26 (6): 1138-1142.
9. Tjellström, A.; Hakansson, B.; Granström, G. Bone-anchored hearing aids: current status in adults and children. *Otolaryngol Clin North Am*. 2001 Apr; 34 (2): 337-364.

CAPÍTULO 2

ANATOMÍA FUNCIONAL DEL OÍDO
INTERNO Y VÍA AUDITIVA.

FENÓMENOS MECÁNICOS Y
BIOELÉCTRICOS ENDOCOCLEARES.

TRANSMISIÓN DEL INFLUJO
NERVIOSO AUDITIVO. FISIOLOGÍA
DE LAS ÁREAS AUDITIVAS
CORTICALES Y SUBCORTICALES

2. ANATOMÍA FUNCIONAL DEL OÍDO INTERNO Y VÍA AUDITIVA. FENÓMENOS MECÁNICOS Y BIOELÉCTRICOS ENDOCOCLEARES. TRANSMISIÓN DEL INFLUJO NERVIOSO AUDITIVO. FISIOLOGÍA DE LAS ÁREAS AUDITIVAS CORTICALES Y SUBCORTICALES

F. CARRICONDO OREJANA*, B. ROMERO GÓMEZ, M. C. IGLESIAS MORENO Y J. POCH BROTO

Dedicado a la memoria de nuestro maestro y amigo, el profesor Pablo Gil-Loyzaga.

INTRODUCCIÓN

La audición es la capacidad de los seres vivos para detectar, procesar e interpretar las vibraciones moleculares del medio ambiente externo en el que vive el individuo. Estos fenómenos vibratorios a nivel molecular pueden llegar a través del medio aéreo, líquido o sólido y, aunque evidentemente no todas las vibraciones del medio externo son detectables por el individuo, sí se considerarán como sonidos aquellas vibraciones que inducen el proceso auditivo en el ser vivo (1).

Durante la historia natural de nuestro planeta, la evolución ha determinado la formación de diferentes esquemas anatómicos para la recepción sensorial de estas vibraciones moleculares influenciados por el medio en el que se transmiten las ondas vibratorias de interés para el animal. Así, por ejemplo, evolutivamente se han desarrollado dos órganos auditivos análogos —tienen la misma función, captar las ondas sonoras en el medio aéreo— como son el órgano timpánico de algunos insectos lepidópteros y ortópteros, como las polillas y los grillos, y el receptor auditivo de los vertebrados, pero no homólogos, ya que no tienen el mismo origen filogénico ni proceden de la misma estructura anatómica (figura 1).

Filogénicamente el receptor auditivo de los mamíferos se desarrolla en el interior de una evaginación del sistema laberíntico vestibular de los peces condríctios (tiburones, mantas, rayas y quimeras) denominada lagena. De esta manera, el receptor del equilibrio es mucho más antiguo en la escala evolutiva que el receptor auditivo. Este hecho explicaría la elevada variabilidad anatómica de los receptores auditivos de los vertebrados en contraste con el órgano vestibular que, una vez desarrollado, se mantiene ya casi sin cambios desde los tiburones hasta los mamíferos más modernos, los euterios, incluyendo al ser humano (1, 2).

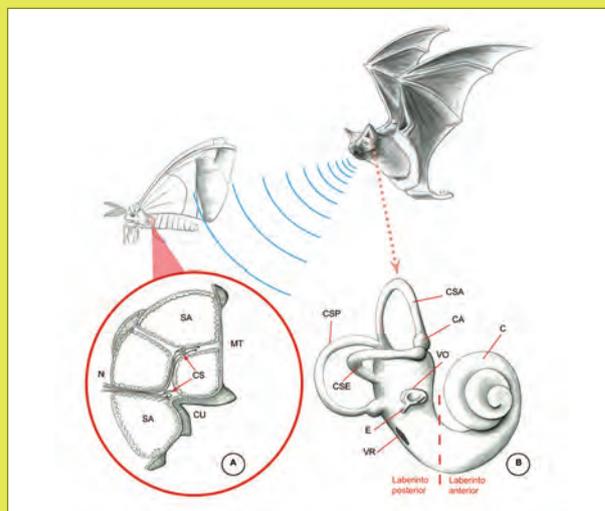


Figura 1

Evolución análoga de receptores auditivos. A) El órgano timpánico de la polilla (*Lepidoptera, Noctuidae*), situado en la región torácica del insecto, consiste en una membrana timpánica externa con varios sacos aéreos (SA) interiores y un par de células sensoriales (CS). Una de las células sensoriales se activará a baja intensidad de los ultrasonidos emitidos por el murciélago y, por lo tanto, dará al insecto una idea de la localización del depredador, mientras que la otra, solo se activará a intensidades muy elevadas, que se darán cuando el murciélago esté muy cerca. De esta forma, la polilla podrá detectar la situación del murciélago, evitando al depredador cuando este esté más próximo. B) El receptor auditivo del murciélago es análogo al de la polilla porque reconoce los mismos ultrasonidos, aunque tiene distinto origen filogenético y diferente estructura anatómica (A. Receptor auditivo de la polilla; CU, Cutícula del exoesqueleto; MT, Membrana Timpánica; N, Nervio; B. Receptor auditivo de mamífero; C, Cóclea; CA, Cresta Ampular; CSA, Canal Semicircular Anterior; CSE, Canal Semicircular Externo; CSP, Canal Semicircular Posterior; E, Estribo; VO, Ventana Oval; VR, Ventana Redonda).

* Dr. Francisco Carricondo Orejana, Laboratorio de Neurobiología de la Audición. Dpto. de Oftalmología y Otorrinolaringología. Facultad de Medicina. Universidad Complutense de Madrid. Pza. Ramón y Cajal s/n. 28040 Madrid. Teléfono: 913941375. Fax: 913941383. E-mail: fjcarric@ucm.es

EL MENSAJE SONORO LLEGA AL OÍDO INTERNO

El medio aéreo en el que, en su origen, evolucionaron los mamíferos ha determinado la estructura anatomo-funcional del receptor auditivo. De hecho, el abandono, por parte de los anfibios y, sobre todo, los reptiles, del medio acuático, hizo que se hicieran necesarias estructuras eficaces que pudieran recopilar la información, sobre eventos medioambientales o sobre otros seres vivos, transmitida por las ondas vibratorias en el aire.

El gran problema de este hecho estriba en la gran diferencia de densidad que hay entre el medio aéreo, en el que se transmiten las ondas sonoras, y el medio líquido en el que está inmerso el receptor auditivo. La mayor densidad del medio líquido interno coclear implica más masa y, por lo tanto, mayor inercia al movimiento, es decir, mayor resistencia o impedancia. Funcionalmente, este hecho tiene una gran implicación ya que las ondas sonoras transmitidas por el aire portan muy poca energía, insuficiente para movilizar los líquidos laberínticos directamente, por lo que simplemente serían reflejadas al llegar a la ventana oval coclear de no existir la cadena de huesecillos del oído medio (figura 2A). Así, la transformación de la onda sonora en vibración mecánica por parte de la cadena de huesecillos facilita la movilización de los líquidos endococleares y, por lo tanto, la activación de la recepción sonora (3) (figura 2).

EL OÍDO INTERNO

EL LABERINTO ÓSEO Y MEMBRANOSO

El oído interno (figuras 1B, 2A) está compuesto por una serie de cavidades excavadas en el espesor del hueso temporal, el laberinto óseo, que, a su vez, contiene una estructura interna delimitada por membranas denominada laberinto membranoso y que aloja dos receptores sensoriales, el receptor del equilibrio y el receptor auditivo. Por un lado, el receptor del equilibrio, formado por el vestíbulo y los canales semicirculares, se encuentra en la parte más posterior del laberinto, mientras que el receptor auditivo se sitúa en el laberinto anterior, en una estructura específica de los mamíferos denominada cóclea (1, 2, 4) (figuras 1B, 2A).

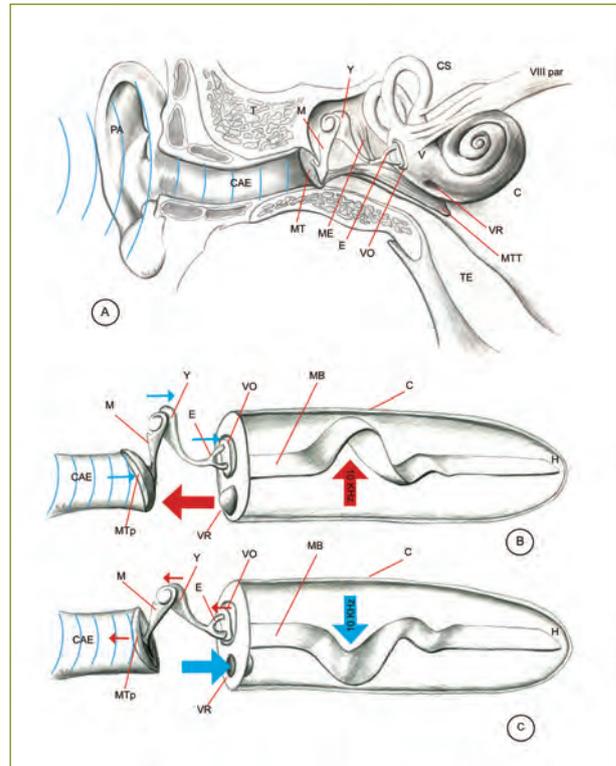


Figura 2

Llegada de la onda sonora al receptor auditivo. A) Esquema anatómico del receptor auditivo: la onda sonora (azul) entra por el pabellón auditivo (PA), pasa por el conducto auditivo externo (CAE), hasta llegar a la membrana timpánica (MT), que vibraría a la frecuencia del sonido estimulante. Esta vibración se transmitirá por medio de la cadena de huesecillos (M, Y y E) a la membrana oval, en la ventana oval (VO), que al vibrar, movilizará las linfas cocleares. B) Onda de condensación: el estribo (E) empuja la membrana oval hacia el interior de la ventana. Como los líquidos no se comprimen, para equilibrar la presión de la perilinfa, la membrana redonda, en la ventana redonda (VR), se dilatará hacia el exterior de la cóclea con cada vibración de la membrana redonda. C) Onda de rarefacción: la misma vibración, en el movimiento opuesto, hará que el estribo tire de la membrana oval hacia el exterior, empujada también por la presión ejercida sobre la perilinfa y a su vez, la membrana redonda se dilatará hacia el interior coclear, permitiendo la formación de la onda viajera en la membrana basilar (MB) (C, *Cóclea*; CS, *Canales Semicirculares*; H, *Helicotrema*; M, *Martillo*; ME, *Músculo Estapedial*; T, *Hueso Temporal*; TE, *Trompa de Eustaquio*; MTT, *Músculo Tensor del Tímpano*; V, *Vestíbulo*; Y, *Yunque*).

LA CÓCLEA

La cóclea es un tubo arrollado en espiral alrededor de un eje óseo cónico denominado modiollo (figura 3A). Se relaciona anatómicamente con la cavidad del oído medio mediante dos orificios, la ventana oval y la ventana redonda, que quedan tapados mediante dos membranas, la membrana oval que tapiza la ventana oval y que se encuentra unida a la platina del estribo, y la membrana redonda que cierra la ventana del mismo nombre y que se encuentra libre (figuras 2, 3A). La importancia del buen estado de la membrana redonda es esencial para la entrada de la vibración mecánica en la cóclea, generada por el tímpano y la cadena de huesecillos, ya que compensa la presión ejercida por el estribo sobre el líquido coclear. De no existir la membrana redonda y, teniendo en cuenta que los líquidos son incompresibles, el estribo no podría transmitir la vibración al interior de la cóclea y, por lo tanto, no habría audición (5) (figuras 2B, C).

LAS LINFAS COCLEARES

El laberinto óseo se encuentra relleno de un líquido denominado perilinfa cuya composición es similar a la de cualquier líquido extracelular del organismo siendo rico en Na⁺ pero con poca concentración en K⁺ (N⁺: 140-150 mEq/L, K⁺: 3.5-7 mEq/L, Cl⁻: 110 mEq/L y proteínas: 1-1.5 mEq/L). En cambio, el laberinto membranoso cierra una cavidad que ocupa el interior del laberinto óseo y que está relleno de un líquido muy especial denominado endolinfa. Al contrario de la perilinfa, la composición química de la endolinfa (N⁺: 1-5 mEq/L, K⁺: 110-145 mEq/L, Cl⁻: 130 mEq/L y proteínas: 0.3-0.6 mEq/L) corresponde a lo que sería habitual encontrar en un líquido intracelular. Así y al contrario que la perilinfa, la endolinfa es rica en K⁺ pero poco concentrada en Na⁺ (figura 3). Entre ambos líquidos, debido a las diferencias de composición bioquímica entre ellos, se establece una diferencia de potencial denominada potencial endococlear de unos 100-120 mV. El mantenimiento de este potencial endococlear es vital para el correcto funcionamiento del receptor auditivo ya que supone la base de la activación electrofisiológica de las células sensoriales del órgano de Corti (1).

LAS RAMPAS COCLEARES. LA RAMPA MEDIA Y EL ÓRGANO DE CORTI

Las membranas que forman el laberinto membranoso del oído interno dividen el conducto coclear en tres secciones

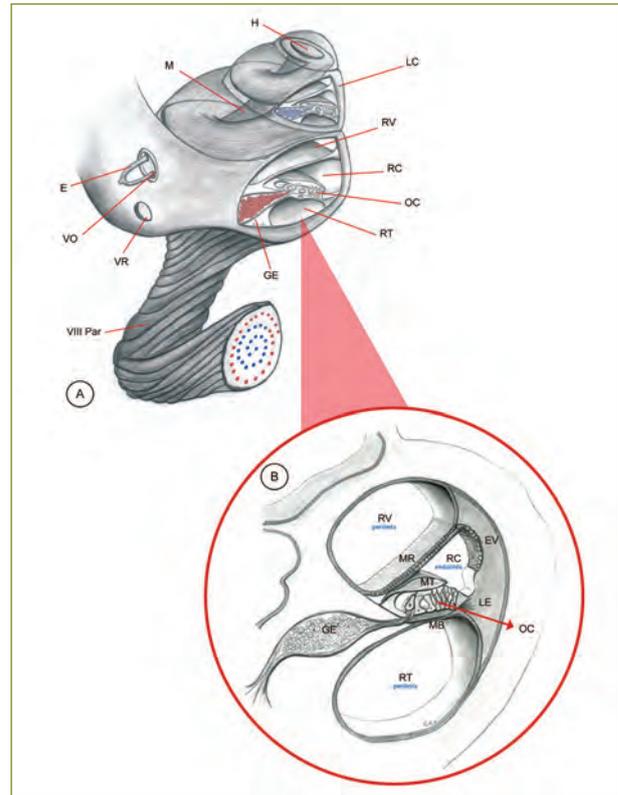


Figura 3

El receptor auditivo: la cóclea. A) Esquema general de la cóclea. Se trata de un tubo arrollado en espiral alrededor del modiollo (M) que alberga el ganglio espiral coclear (GE) y del que salen los axones aferentes formando el VIII par nervioso. Las neuronas que inervan espiras altas (azul) van a prolongar sus axones por la parte más central del nervio auditivo, mientras que los axones de las neuronas de la espira más basal (rojo) se prolongarán, enrollándose por la parte más externa del nervio auditivo. De esta forma, las prolongaciones axónicas tendrán la misma longitud para todas las neuronas hasta los núcleos cocleares. B) Corte transversal de la cóclea. Se observa en detalle el órgano de Corti (OC), dentro de la ramba coclear (RC) y separado por la membrana de Reissner (MR) de la ramba vestibular (RV) y de la ramba timpánica (RT) por la membrana basilar (MB) (E, Estribo; EV, Estría Vascular; H, Helicotrema; LE, Ligamento Espiral; MT, Membrana Tectoria; VO, Ventana Oval; VR, Ventana Redonda).

que se denominan rampas: vestibular, central o coclear y timpánica (figura 3). Estas tres rampas quedan delimitadas

por la membrana de Reissner, que separa las rampa vestibular de la central, y la membrana basilar, que separa la rampa central de la timpánica (figura 3B). Las rampas vestibular y timpánica están rellenas de perilinfia y se comunican en la zona más distal del conducto coclear, el ápex o vértice apical de la cóclea, por un pequeño orificio denominado helicotrema, mientras que la rampa central o coclear está rellena de endolinfa (1, 2) (figura 3).

La rampa central o coclear tiene sección triangular cuyas caras serían la estría vascular, la membrana de Reissner y la membrana basilar, sobre la cual se apoya el órgano de Corti (figura 3B). La estría vascular ocupa la pared más exterior de la rampa coclear y es la estructura responsable de la secreción de la endolinfa a la rampa central de la cóclea. Es un epitelio estratificado, vascularizado, y con tres tipos celulares: células marginales, intermedias y basales. Las células marginales son las responsables del transporte de K^+ y su secreción a la endolinfa para el mantenimiento de sus características (1, 2).

EL ÓRGANO DE CORTI

El órgano de Corti constituye el núcleo central del receptor auditivo de los mamíferos y es el lugar donde se encuentran las células sensoriales auditivas (figuras 3B, 4). Descrito por primera vez por el anatómico italiano Alfonso de Corti a mediados del siglo XIX, es un epitelio neurosensorial constituido por dos tipos de células: células de soporte y células sensoriales y cubierto por una membrana acelular, la membrana tectoria, compuesta de colágeno, glicoproteínas y glicosaminoglicanos y con una estructura fibrilar de regiones delimitadas (2) (figura 4A). La membrana tectoria tiene en su cara basal una zona en la que se anclan los estereocilios de las células ciliadas externas. El papel funcional de la membrana tectoria se relaciona con la producción de desplazamientos en los cilios de las células sensoriales y, por lo tanto, con la iniciación de la transducción mecanoeléctrica de la señal sonora, además de constituir un reservorio iónico, sobre todo de K^+ , en equilibrio con la endolinfa, para aumentar la eficacia de la activación, mediada por K^+ , de las células sensoriales (6).

Las células de soporte

Estas células permiten el mantenimiento de la estructura del órgano de Corti, lo cual es fundamental dada la gran movilidad

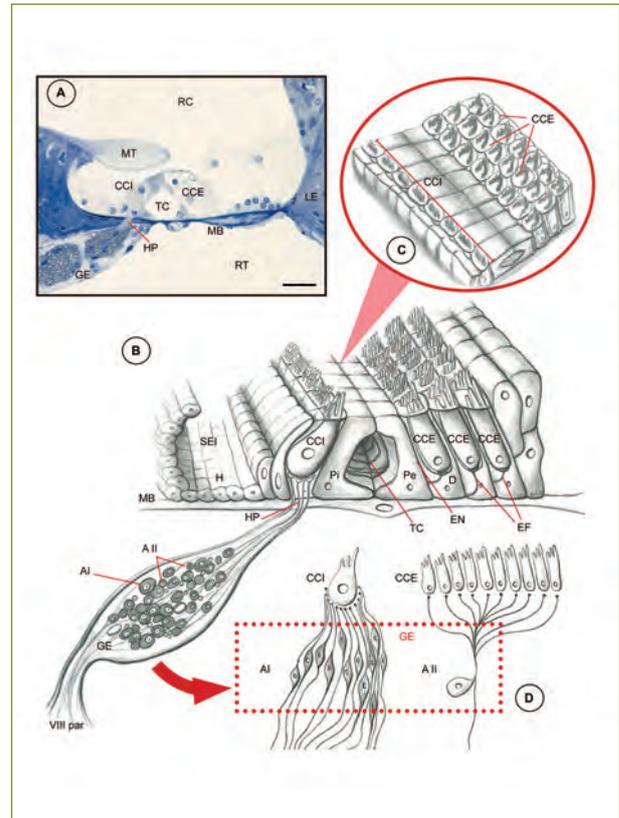


Figura 4

El órgano de Corti. A) Corte histológico midmodiolar de la cóclea de ratón C57BL6J teñido con azul de Richardson. Se observan las estructuras del órgano de Corti, incluyendo el ligamento espiral (LE) bajo la estría vascular (*Barra de dimensión: 50 μ m*). B) Esquema del órgano de Corti. Una visión tridimensional permite el estudio de la disposición de epitelio sensorial bajo la membrana tectoria. C) Visión superior del órgano de Corti. La disposición diferencial de los cilios es muy característica, siendo en V o W en las CCEs y en fila o empalizada en las CCI. D) Esquema de innervación de las CCI y CCE por las neuronas del ganglio espiral: La zona punteada en rojo corresponde a los cuerpos neuronales, situados en el interior del ganglio espiral (GE) (AI, Neuronas aferentes tipo I; AII, Neuronas aferentes tipo II; CCE, Célula Ciliada Externa; CCI, Célula Ciliada Interna; EF, Eferencias mediales; EN, Espacios de Nuel; H, Células de Hensen; HP, Habenua Perforata; MB, Membrana Basilar; MT, Membrana Tectoria; Pe, Célula Pilar Externo; Pi, Célula Pilar Interno; RC, Rampa Coclear; RT, Rampa Timpánica; SEI, Surco Espiral Interno; TC, Túnel de Corti).

que tiene el receptor durante el proceso auditivo. Dentro de los diversos tipos de células de soporte, las células de los pilares y las células de Deiters son las más diferenciadas (figura 4B). Las células de los pilares, el pilar interno y el externo, son células muy diferenciadas con un citoesqueleto muy desarrollado y que delimitan el llamado túnel de Corti. Este túnel, de sección triangular, se encuentra en la zona central del receptor dividiéndolo en una zona interna, cercana al modiollo, y otra externa, cercana a la estría vascular. Gracias a esa forma triangular, y dado que el triángulo es una estructura geométrica indeformable, contribuye a la estabilidad estructural del órgano de Corti durante el proceso auditivo dado que la membrana basilar, como se verá más adelante, va a vibrar a la frecuencia del sonido estimulante. Otras células de soporte muy características son las de Deiters, que dan soporte a las células ciliadas externas (CCEs). Estas células de Deiters se apoyan en la membrana basilar y, gracias a un citoesqueleto muy desarrollado, alcanzan una forma adecuada para albergar a la CCE y para conectar mediante una delgada prolongación, el proceso falángico, con la placa apical de las CCEs. Según esto, la zona superior del órgano de Corti estaría bañada por la endolinfa de la rampa media, mientras que los somas de las células ciliadas quedarían inmersas en perilinfa. Las diferencias bioquímicas entre ambas linfas cocleares hace que entre los cilios y el soma de las células ciliadas se establezca una diferencia de potencial, denominado potencial endococlear, que será la base de la activación de la célula sensorial (1, 2).

Las células sensoriales

Las células sensoriales, en cualquier tipo de receptor sensorial, permiten la recepción de una señal físico-química, tanto del medio interno como del medio ambiente exterior, y la consiguiente transmisión de la información que porta esta señal a la vía nerviosa y, por ende, al sistema nervioso central. Por lo tanto, estos sensores son verdaderos transductores de estas señales del medio en el que vive el individuo ya que cambian la naturaleza física de las mismas a señal de naturaleza eléctrica transmisible por las neuronas del sistema nervioso (1-3).

En el órgano de Corti, las células sensoriales son las células ciliadas (figura 4) y son mecanorreceptores, es decir, detectan señales mecánicas, de movimiento, y las transducen a señal eléctrica, a lenguaje neural. Poseen un penacho de estereocilios en su porción superior, en la denominada placa

cuticular, que se disponen de menor a mayor tamaño hacia el exterior de la espiral coclear. Estos estereocilios tienen un complejo citoesqueleto que incluye filamentos de actina y, entre ellos, están unidos mediante puentes fibrilares glicoproteicos que hacen que todo el penacho ciliar se mueva en conjunto para que la activación de la célula ciliada sea efectiva. La disposición de estas células en el órgano de Corti es similar, con pequeñas modificaciones, entre todos los órdenes de mamíferos euterios. En general, para su estudio, se asume un modelo morfológico clásico en el que las células ciliadas quedan divididas en dos tipos, internas y externas, según su posición anatómica respecto al túnel de Corti. En cualquier caso, no solo su posición anatómica las diferencia sino que también morfológica y fisiológicamente son muy diferentes (1, 2) (figura 4).

Las células ciliadas internas

Las células ciliadas internas (CCIs), unas 3.500 en el ser humano, se disponen en una hilera, a lo largo de toda la espiral coclear, dispuesta en el lado interno del túnel de Corti (figura 4) y sus estereocilios se disponen en 3-4 hileras dispuestas en empalizada (figura 4C). Las CCIs tienen un aspecto piriforme, con un núcleo central y presentan contactos sinápticos, unos diez, en su polo basal con otros tantos terminales dendríticos de las fibras aferentes de tipo I del ganglio espiral coclear (1, 2) (figura 4D).

Las células ciliadas externas

Las células ciliadas externas (CCEs) están dispuestas en tres hileras situadas en el lado externo del túnel de Corti (figura 4). Las CCEs tienen forma cilíndrica con el núcleo colocado cerca del polo basal de la célula. Los estereocilios de las CCEs están dispuestos en forma de V o W con el vértice con los estereocilios más altos orientados hacia la estría vascular, hacia el lado externo de la espiral coclear (figura 4C). Estos estereocilios tienen la particularidad de estar anclados en la membrana tectoria coclear en contraste a los de las CCIs que están libres (figura 8). Otra diferencia con las CCIs es que las CCEs tienen un sistema de cisternas laminares bajo su membrana plasmática y a esta se asocia una proteína contráctil, denominada prestina, que le permite tener a la CCE propiedades contráctiles fundamentales en el proceso auditivo en el órgano de Corti. Además bajo la membrana plasmática también hay una red de otras proteínas contráctiles, como la actina y la espectrina, junto con gran cantidad de mitocondrias (7). Las CCEs reciben contactos sinápticos de dos tipos de fibras: terminales dendríticos procedentes

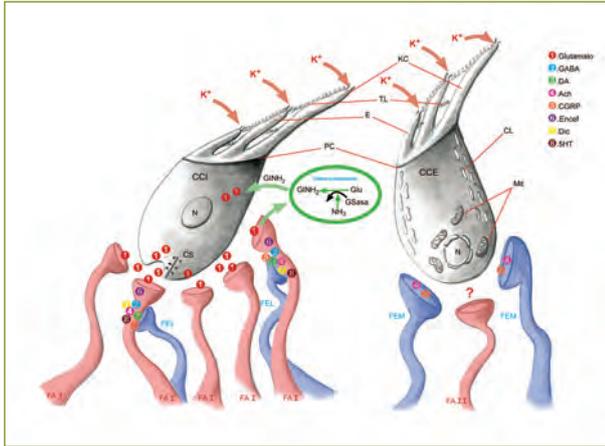


Figura 5

Activación e inervación de las células ciliadas. Representación esquemática de la activación e inervación de las células ciliadas internas (CCI) y de las células ciliadas externas (CCE). La deflexión simultánea de los cilios es debida a puentes fibrilares glicoproteicos, “tip-links” (TL), que unen los estereocilios (E) al kinetocilio (KC) principal, y que son responsables de la apertura mecánica de canales específicos de K^+ en los cilios. La entrada de K^+ despolariza la membrana de la célula, en el caso de las CCEs dará lugar a su contracción, y se induce la liberación por el polo basal de la célula de neurotransmisores para informar al SNC, gracias al sistema aferente. El sistema eferente lleva información desde el SNC hasta el órgano de Corti. Las fibras aferentes de tipo I (FA I) inervan a las CCI, siendo el glutamato (GLU) su neurotransmisor, mientras que las de tipo II (FA II) inervan a las CCEs sin que se conozca el neurotransmisor de esta sinapsis. Por su parte las fibras del sistema eferente lateral (FEL) inervarán a las FA I mientras que las del eferente medial (FEM) inervarán a las CCEs, teniendo ambos fascículos múltiples neurotransmisores y neuromoduladores en estas sinapsis. Para evitar la neurotoxicidad del glutamato, este es recaptado por las células cercanas transformándolo, gracias a la enzima glutamino-sintetasa (GSasa) y un grupo amino del NH_3 , en glutamina ($GINH_2$), inocua para la célula, siendo así reintroducida en la CCI para volver a formar neurotransmisor GLU en las vesículas sinápticas (CS, Cuerpo Sináptico; CL, Cisternas Lamelares; Mit, Mitochondria; N, Núcleo; PC, Placa Cuticular).

de las neuronas de tipo II del ganglio espiral coclear y axones del fascículo eferente medial del complejo olivar superior (1, 2) (figuras 4D, 5).

LA INERVACIÓN DEL RECEPTOR AUDITIVO

El órgano de Corti está inervado por tres tipos de fascículos cuyas fibras llegan a las células sensoriales auditivas (1, 2, 8) (figuras 4B, 4D, 5):

- **Fascículo aferente:** constituido por las neuronas del ganglio espiral coclear cuyas dendritas inervan a las células ciliadas y los axones, que forman la parte auditiva del VIII par nervioso, contactan con los núcleos cocleares del tronco cerebral. Según esta disposición, la información va desde la periferia hacia el SNC.
- **Fascículo eferente:** formado por neuronas del complejo olivar superior cuyos axones inervan a las fibras aferentes de tipo I o a las CCEs.
- **Fascículo simpático:** procedentes de neuronas de la cadena de los ganglios cervicales. En el receptor auditivo, estas fibras presentan una distribución eminentemente perivascular.

Inervación aferente

La inervación aferente del receptor auditivo está constituida por terminaciones dendríticas de neuronas cuyos somas se sitúan en el ganglio espiral y que inervan el polo basal de las células sensoriales del órgano de Corti. El ganglio espiral se encuentra situado en el interior del canal de Rosenthal, que rodea al modiolo desde la base hasta el ápex coclear (figuras 3, 4). Las proyecciones axonales de estas neuronas se dirigen hacia los núcleos cocleares, en la protuberancia del tronco cerebral, formando la parte del nervio auditivo del VIII par craneal (figura 3A). El ganglio espiral está constituido en el ser humano por entre 30.000 y 50.000 neuronas (2) de dos tipos (figuras 4B, 4D):

- a) Neuronas aferentes de tipo I: suman el 95% de la población del ganglio espiral. Son neuronas bipolares y mielinizadas en toda su superficie, incluso en el soma, para poder transmitir el potencial de acción de manera rápida y eficaz al terminal axónico. Sus dendritas, tras entrar en el receptor por la *habenula perforata*, se dirigen a inervar radialmente a las CCI mediante una sinapsis excitadora Gray tipo I. Cada CCI recibirá conexiones sinápticas de entre 10-20 neuronas tipo I (1). El glutamato, el neurotransmisor activador más extendido del sistema nervioso es el neurotransmisor de estas sinapsis (9) (figura 5).

- b) Neuronas aferentes de tipo II: son solo el 5% restante de la población del ganglio. Son neuronas pseudomonopolares, amielínicas y de menor tamaño que las de tipo I (1). Las dendritas de estas neuronas van a inervar las CCEs, de manera que se van a ramificar abundantemente, inervando a unas 10-20 CCEs por medio de sinapsis Gray tipo II. Cada CCE solo recibirá una o dos sinapsis aferentes de las neuronas tipo II. No se conoce el neurotransmisor de estas sinapsis (9) (figura 5).

Este esquema de inervación general varía dependiendo de la altura entre la base y el ápex coclear, de hecho las sinapsis de las fibras aferentes son mucho más abundantes bajo las células del ápex que en la base, lo cual puede indicar diferencias regionales y funcionales de gran importancia. (2, 9, 10).

Inervación eferente

El receptor auditivo está inervado por fibras eferentes que provienen del complejo olivar superior. El haz olivococlear o de Rasmussen está compuesto por dos fascículos independientes, los fascículos olivococleares medial y lateral, que inervan una parte distinta del órgano de Corti (9,11,12) (figura 5):

- a) El fascículo olivococlear medial: procede de neuronas situadas en la región medial del complejo olivar superior cuyos axones establecen contactos axo-somáticos de tipo Gray I con las CCEs (cada fibra inerva unas 10 CCEs). Son de naturaleza colinérgica aunque también se ha encontrado el Péptido Relacionado con el Gen de la Calcitonina (CGRP) (figura 5).
- b) El fascículo eferente lateral: formado por fibras amielínicas que, procedentes de la oliva superior lateral ipsilateral, penetran en el receptor auditivo por la *habenula perforata* y, tras una distribución radial, realizan contactos sinápticos axo-dendríticos Gray tipo II con las fibras aferentes tipo I en el plexo espiral interno. Estos contactos pueden ser *en passant* (contactos laterales del axón eferente sobre la dendrita aferente), o terminales. Estas sinapsis tienen diversos neurotransmisores como Ach, GABA, serotonina, dopamina y neuropéptidos como encefalinas, dinorfinas y CGRP (figura 5).

LA FISIOLOGÍA DEL RECEPTOR AUDITIVO. LA MECÁNICA COCLEAR

Tal y como se ha comentado anteriormente, el sonido no tiene energía suficiente para movilizar la masa de los líquidos

laberínticos en los que se encuentra el órgano de Corti. Es por ello, que la cadena de huesecillos se encarga de transformar el sonido en una vibración mecánica, de la misma frecuencia que el sonido estimulante y, que, ya sí, posee energía para movilizar la perilinfa coclear y, por lo tanto, para entrar en el oído interno (figura 2). De esta manera, la vibración del estribo y la membrana oval, compensada por la membrana redonda, se transmite, gracias a la perilinfa, a la membrana basilar coclear en la que generará una onda, que vibrará a la misma frecuencia que el sonido estimulante y que se situará en un lugar específico de la espiral coclear (figura 2).

La micromecánica coclear y la tonotopía del receptor auditivo

La micromecánica coclear modeliza los movimientos de la estructura del receptor auditivo tras la llegada de la vibración sonora. Históricamente, se han ido proponiendo modelos de este tipo para correlacionar la anatomía del receptor auditivo con su función (1, 3). De hecho, en la misma época en la que el médico italiano Alfonso Corti (1822-1876) describía en 1851 el receptor auditivo de los mamíferos, otro médico y físico, en este caso alemán, Hermann von Helmholtz (1821-1894), propuso un modelo físico en el cual el receptor auditivo se convertía en un analizador de frecuencias y que denominó teoría de la resonancia.

La teoría de la resonancia, concebida a partir de este modelo, se basó en sus experiencias con un invento propio, los resonadores de Helmholtz, con los cuales conseguía analizar las frecuencias que componían un sonido complejo, la frecuencia fundamental, sus armónicos y el resto de componentes. De esta manera, propuso en su modelo que las diferentes frecuencias del sonido estimulante podrían codificarse independientemente en un lugar específico de la longitud del receptor auditivo comportándose como si de las teclas de un piano se tratara. Evidentemente, el modelo de “compartimentos” específicos de codificación frecuencial en la membrana basilar coclear de von Helmholtz es demasiado mecánico y no es bien soportado por la continuidad estructural del receptor auditivo a lo largo de toda la espiral coclear pero sí acertó en la propuesta de que en el receptor había una especificidad frecuencial para el análisis del sonido estimulante en lugares específicos del receptor y que se denomina tonotopía coclear (1, 3).

AUDIOLÓGÍA

ANATOMÍA FUNCIONAL DEL OÍDO INTERNO Y VÍA AUDITIVA...

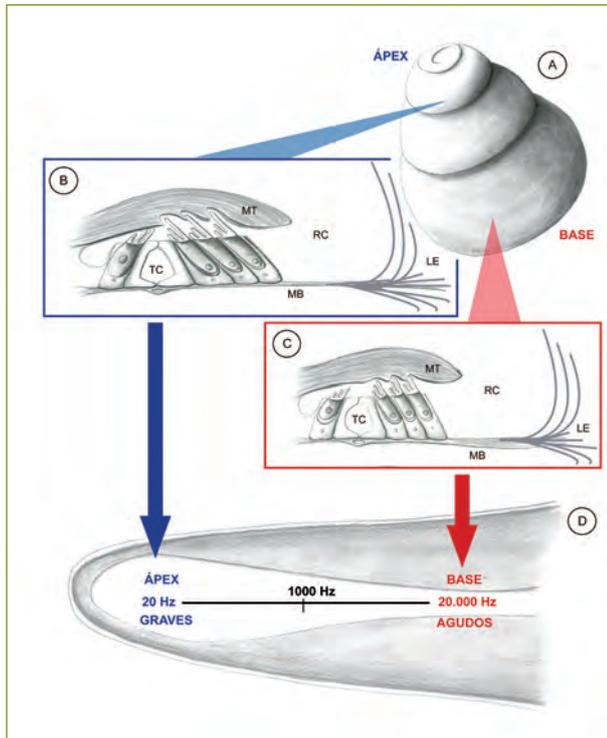


Figura 6

La tonotopía coclear. A) Cóclea de mamífero; B) órgano de Corti de la espira apical; C) Órgano de Corti de la espira basal; D) Esquema de la cóclea de mamífero desenrollada longitudinalmente. La tonotopía coclear depende de la morfología de la membrana basilar y de los elementos del órgano de Corti, de manera que existe una correlación entre la funcionalidad de las células, su tamaño y su situación en la cóclea. Así, las células de la base, de menor tamaño y sobre la membrana basilar más estrecha transducirán sonidos de frecuencias agudas, mientras que las células del ápex, de mayor tamaño y situadas sobre una membrana basilar más larga y delgada, codificarán para sonidos de frecuencias más graves.

La tonotopía coclear es la propiedad que tiene el receptor auditivo de codificar las diferentes frecuencias sonoras en una localización específica de la membrana basilar coclear (figura 6). De esta manera, los lugares de codificación de las distintas frecuencias audibles, que en el ser humano van desde los 20 hasta los 20.000 Hz (figura 7), se distribuirán de manera específica a lo largo de la espiral coclear, de manera que las frecuencias agudas se codificarán en zonas de

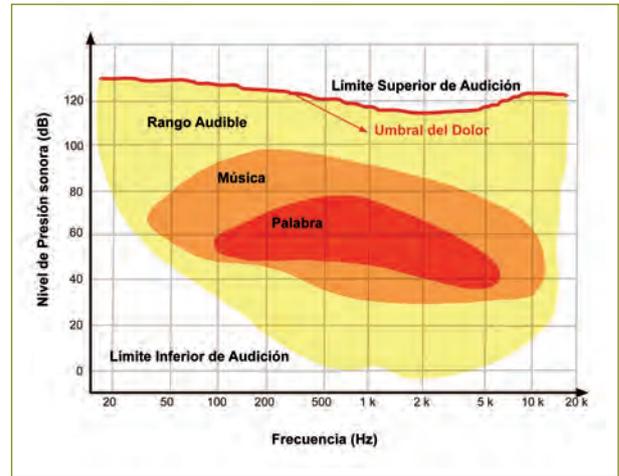


Figura 7

El campo auditivo humano. El oído humano posee un rango auditivo diferente al de otras especies. Podemos percibir sonidos de frecuencia superior a 20 Hz (por debajo estarían los infrasonidos) hasta los 20.000 Hz (por encima estarían los ultrasonidos). El campo auditivo humano tiene varias zonas: la zona conversacional (en rojo) se encuentra en el centro, está constituida por las frecuencias más importantes para el lenguaje, y será la zona de mayor agudeza auditiva para el ser humano. Rodeando a la zona conversacional, un área más amplia para escuchar las frecuencias de la música (en naranja). El resto del campo auditivo humano (en amarillo) representa todas las frecuencias audibles desde su umbral de percepción a 0 dB (SPL), hasta el umbral doloroso a unos 110 dB (SPL).

la membrana basilar cercanas a la base coclear mientras que las graves lo harán en zonas más apicales de la membrana basilar (figura 6).

Esta característica tonotópica del receptor auditivo tiene una base morfológica debido a las diferencias anatómicas que tienen los diferentes elementos del receptor auditivo a lo largo de la espiral coclear (figura 6). Así, mientras que en la base de la cóclea, la membrana basilar es muy estrecha y está engrosada para posibilitar su movimiento a altas frecuencias y codificar los sonidos más agudos, en las zonas apicales, la membrana es ancha y delgada con lo que podrá vibrar resonantemente con los sonidos más graves. Estas diferencias morfológicas a lo largo de la espiral coclear, también afectan a la estructura del órgano de Corti, de manera que,

por ejemplo, las CCEs son pequeñas y con cilios cortos en la base coclear mientras que, en el ápex coclear, las CCEs son más alargadas y, también, con los cilios más largos que los de las células sensoriales de la base coclear (10) (figura 6).

Posteriormente, ya en la mitad del siglo XX, Georg von Békésy (1899-1972), biofísico húngaro y Premio Nobel de Fisiología y Medicina en 1961 por sus investigaciones sobre la fisiología del receptor auditivo, propuso un nuevo modelo que avanzaba un paso sustancial en la comprensión del análisis frecuencial coclear. Von Békésy estudió los movimientos de la membrana basilar en cócleas humanas procedentes de cadáveres utilizando luz estroboscópica y observó que, si bien la tonotopía coclear era un hecho, la manera que tenía la membrana basilar de vibrar no se correspondía con lo predicho por el modelo de von Helmholtz. De hecho, von Békésy observó que un sonido de una frecuencia determinada generaba una onda en la membrana basilar que tenía un máximo desplazamiento en un lugar concreto de la espiral coclear, tal y como predijo von Helmholtz, que era más cercano a la base coclear cuanto más agudo fuera el sonido y viceversa, más cercano al ápex coclear cuanto más grave fuera. Pero, al contrario que von Helmholtz, von Békésy describió que un sonido estimulante, generaba una onda desde la base coclear hasta el helicotrema, una “onda viajera” que aumentaba de tamaño hasta alcanzar su máximo desplazamiento, eso sí, en el lugar predicho por la teoría de la resonancia de von Helmholtz correspondiente a la frecuencia del sonido (1, 3) (figuras 2B, 2C, 6).

La teoría de la onda viajera explicaba, con fiabilidad, lo que estaría ocurriendo en la membrana basilar a la llegada del sonido, teniendo en cuenta que todo el receptor auditivo es una estructura continua en la que no hay sectores anatómicamente diferenciados como predecía la teoría de von Helmholtz. Pero esta teoría tiene una salvedad muy importante y es que predice los movimientos de la membrana basilar pero solo a altas intensidades de estimulación, mientras que no explica el proceso auditivo por debajo de estas intensidades. Esta limitación tan importante de la teoría de la onda viajera es lógica dado que von Békésy construyó el modelo estudiando los movimientos de la membrana basilar en cócleas humanas procedentes de cadáveres en las que los elementos celulares del órgano de Corti no estaban, evidentemente, activos.

Así, la teoría de la onda viajera de von Békésy explica la mecánica coclear pasiva, procesos cocleares que acaecen

con intensidades altas de estimulación y que quedan determinados casi exclusivamente por la morfología del receptor auditivo que, como se ha indicado anteriormente, cambia progresivamente desde la base hasta el ápex coclear determinando la tonotopía del receptor auditivo (figura 6). A medias y bajas intensidades, la vibración sonora no tiene la suficiente potencia para activar la CCI que, a la postre, iniciará la transducción mecanoeléctrica. Así, la audición a medias/bajas intensidades requiere de otros mecanismos, en este caso activos, que amplifiquen la señal de baja intensidad y que, de esta manera, se permita la activación de las CCIs pese a la baja intensidad del sonido estimulante (1, 3).

La micromecánica coclear activa. Mecanismos de activación del órgano de Corti y la transducción mecanoeléctrica

Para la comprensión de estos mecanismos hay que indicar que la sensación auditiva solo se producirá si la CCI es activada y su potencial de despolarización es transmitido a las neuronas aferentes de tipo I del ganglio espiral que serán las responsables de la transmisión del mensaje neural al SNC (figuras 4, 5, 8). De hecho, la relación entre intensidad de sonido estimulante y su capacidad de activar la CCI es la base de la diferencia entre los modelos de micromecánica coclear pasiva y el de micromecánica coclear activa descrito por Davis en 1983 (13). Anatómicamente, la disposición diferencial de los estereocilios en ambos tipos de células ciliadas respecto a la membrana tectoria es determinante para la transducción mecanoeléctrica y, por ende, para el proceso auditivo. Así, y tal y como se ha comentado previamente, mientras que los cilios de las CCEs están firmemente anclados a la membrana tectoria, los cilios de las CCIs se encuentran libres (figura 8B). La consecuencia fisiológica es que bajo condiciones de estimulación sonora intensa, el movimiento de la membrana basilar será de gran amplitud y, por lo tanto, será suficiente para que los cilios de las CCIs toquen la membrana tectoria, se deflexionen y activen la CCI como se verá más adelante, pero si el sonido es de poca intensidad, el movimiento generado en la membrana basilar no será suficiente para que los cilios de la CCI toquen la membrana tectoria y la CCI se active. Así, los modelos de mecánica pasiva no explicarían la audición a bajas intensidades (13).

Así, la activación del receptor auditivo y, por lo tanto, de las células ciliadas sigue un complejo proceso organizado y activo que determinará el inicio de la audición:

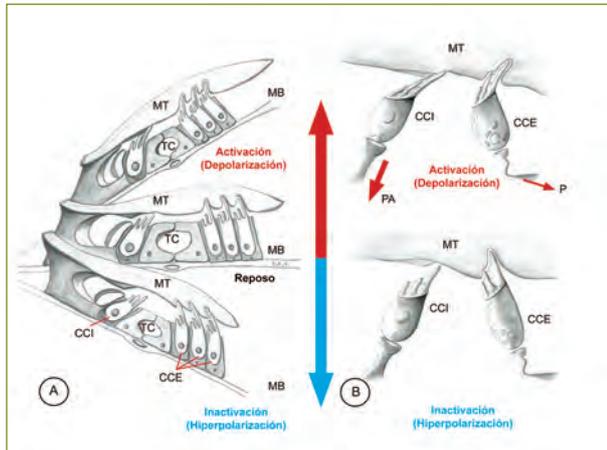


Figura 8

El movimiento de la membrana basilar. La activación e inactivación de las células ciliadas. A) Esquema del movimiento de la membrana basilar producido por la estimulación sonora. Al vibrar la membrana basilar (MB), se va a producir un movimiento ascendente y otro descendente de la misma. Durante el movimiento ascendente, la MB va a acercar las células ciliadas (CC) hacia la membrana tectoria (MT), haciendo que sus cilios se deflexionen y se abran sus canales iónicos, produciendo su depolarización y su activación. En el movimiento descendente de la membrana basilar, los cilios de las CC se deflexionarán en el sentido contrario, cerrando sus canales iónicos y provocando la hiperpolarización y la inactivación de las células ciliadas. B) La activación de las CC generará un potencial de acción (PA) en la CCI, que se transmitirá a la neurona tipo I del ganglio espiral y de ahí al resto de la vía auditiva. Durante la inactivación no se producirá este tipo de potencial en las CCI y no habrá transmisión de la señal a la vía auditiva (CCI, célula ciliada interna; CCE, célula ciliada externa; TC, túnel de Corti).

a) Llegada de la vibración sonora a la cóclea

Tal y como se ha indicado anteriormente, producirá una “onda viajera” en la membrana basilar coclear que tendrá un máximo desplazamiento, una mayor amplitud de vibración, en un lugar específico de la membrana y que queda determinado por las características tonotópicas del receptor auditivo (figura 2).

b) Activación de las CCEs

Aunque el mecanismo de activación de ambos tipos de células ciliadas es esencialmente el mismo, no lo es el efecto

fisiológico de la activación. Lo primero que hay que tener en cuenta es que los cilios de las células ciliadas están bañados en endolinfa que, tal y como se ha comentado previamente, es muy rica en el ión K^+ . Este hecho compromete claramente el modo de activación de las células ciliadas dependiendo, así, de la existencia de canales específicos de K^+ en la membrana de los cilios (figura 5). En el caso de las CCEs, los cilios se encuentran anclados e inmersos en el interior de la membrana tectoria que entre otras funciones tiene la de almacén, como si de una esponja se tratara, de iones K^+ de la endolinfa (6). Así, el movimiento de la membrana basilar hace que la membrana tectoria se desplace hacia el exterior o hacia el interior respecto a la superficie del órgano de Corti arrastrando a los cilios de las CCEs y deflexionándolos hacia el exterior o hacia el interior (figura 8). La deflexión de los cilios hacia la periferia del órgano de Corti provoca la apertura de los canales de K^+ asociados a la membrana de los estereocilios y se produce la entrada de K^+ al interior de las CCEs (figuras 5, 9). A semejanza de las neuronas, pero con la salvedad de que es el K^+ y no el Na^+ como en las neuronas, la entrada de K^+ produce la despolarización de la CCE a lo largo de toda la membrana celular, activando canales volt-dependientes de Ca^{2+} , permitiendo la entrada de Ca^{2+} al interior celular que activará las proteínas contráctiles de la célula produciendo la contracción de la CCE (figura 9). Los canales se cerrarán cuando los cilios sean flexionados por la membrana tectoria hacia el interior de la espiral coclear y, por lo tanto, se producirá una hiperpolarización de la célula, mientras se recupera el equilibrio iónico de la célula previa a la consecución del estado de reposo necesario para una nueva despolarización (figuras 8, 9). Por último, la despolarización de la CCE, produce la activación de la neurona aferente de tipo II que la inerva (1,3) (figura 8).

c) Producción de las otoemisiones y el potencial microfónico coclear

Consecuentemente, el efecto de la contracción simultánea de un número determinado de CCEs en la zona de máxima excursión de la membrana basilar es que en esa zona específica la altura del órgano de Corti disminuye y se facilita el contacto entre los cilios de la CCI (figura 8). Este efecto solo ocurrirá cuando la onda de vibración del órgano de Corti haga que la tectoria desplace hacia el exterior los cilios de las CCEs ya que cuando se sitúe en el lado opuesto, los cilios se desplazarán hacia el modiollo, quedarán cerrados sus canales de K^+ y se producirá su inactivación por hiperpolarización de la membrana (figura 8). Así y dado que la

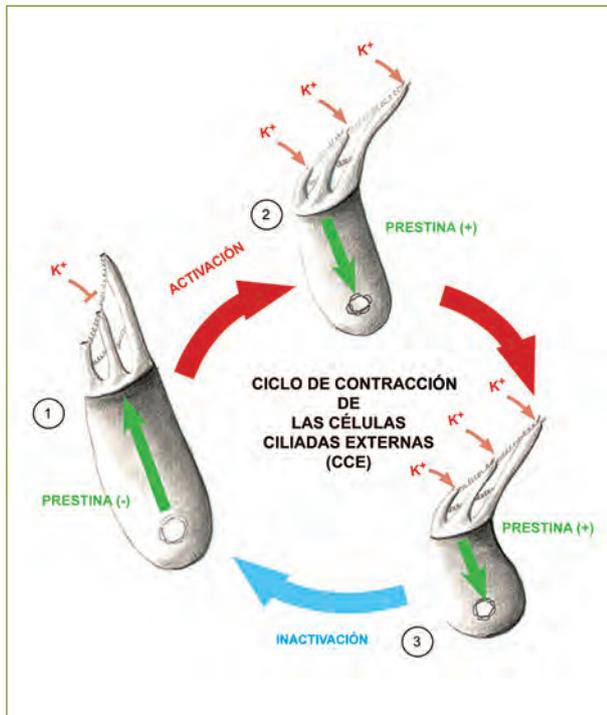


Figura 9

Ciclo de activación e inactivación de las CCEs. 1) En reposo, los canales iónicos de los cilios de las CCEs permanecen cerrados. 2) Con la llegada de la estimulación sonora se produce el movimiento de la membrana basilar y los cilios de las CCEs, debido a su anclaje con la membrana tectoria, se deflexionarán y se producirá la apertura de sus canales iónicos de K^+ . La entrada de K^+ al interior celular genera un potencial de despolarización, que se transmitirá hacia el polo basal de la célula, y a la sinapsis con la neurona de tipo II del ganglio espiral. Este potencial no produce estimulación de la vía auditiva, sin embargo producirá el potencial microfónico coclear. 3) La CCE se contrae por medio de dos mecanismos diferentes: la contracción rápida, producida por las cisternas lamelares que contienen estas células en sus paredes. Este tipo de contracción es inducida por la variación de potencial de membrana en la célula al activarse y no implicaría un gasto de energía, solo se trataría de una transferencia rápida de cargas, a través de la membrana celular. El otro mecanismo sería la contracción lenta, que se trata de un mecanismo similar a la contracción muscular, mediado por proteínas contráctiles como la prestina, y que va a estar implicado en el mantenimiento del tono basal constante del sistema y que estaría controlado por el sistema eferente medial.

membrana basilar vibrará a la misma frecuencia que el sonido estimulante, también lo harán las CCEs y, a su vez, las CCI, siguiendo este patrón de activación y desactivación a la misma frecuencia que el sonido estimulante (figura 8).

La activación de las CCEs produce una serie de efectos que pueden ser registrables desde el exterior y que son susceptibles de ser utilizados tanto en clínica como en investigación audiológica. Uno de ellos son las otoemisiones que son sonidos registrables desde el conducto auditivo externo y que se producen tras la movilización de los líquidos laberínticos que se produce tras la contracción de las CCEs. Esta onda vibratoria, transmitida fuera de la cóclea por la cadena de huesecillos, llega a la membrana timpánica produciendo un sonido, la otoemisión (14). El otro efecto es una manifestación electrofisiológica, el potencial microfónico coclear, que es consecuencia de la producción del potencial despolarizador de las CCEs a la misma frecuencia que el sonido estimulante (15, 16).

d) Activación de la CCI. La transducción mecanoeléctrica

Como ya se ha comentado previamente, la activación de la CCI es la llave de la activación del sistema auditivo y, por lo tanto, de la sensación auditiva. Así y, al igual que las CCEs, la deflexión de los estereocilios de las CCI, produce la apertura de canales iónicos específicos de K^+ , que inducirán la creación de una onda despolarizadora que recorrerá la membrana de la CCI (figuras 5, 8). Al contrario que las CCEs, las CCI no tienen capacidad contráctil, con lo que la consecuencia de la despolarización celular iniciada en los estereocilios se centra en la neurotransmisión para la activación de la primera neurona de la vía auditiva. Así, la despolarización de la membrana inicia la activación de las proteínas sinápticas del polo basal de la CCI que determinan la exocitosis y liberación en el polo basal de la célula del neurotransmisor glutamato (GLU) a la sinapsis con las fibras aferentes de tipo I del ganglio espiral produciéndose la transducción mecanoeléctrica, la transformación de la información de vibración mecánica a información eléctrica neural (1, 3) (figuras 5, 8).

Hay que reseñar que es en este preciso momento de la transducción mecanoeléctrica, cuando se codifican tanto la frecuencia como la intensidad del sonido estimulante. Dado que la activación de las células ciliadas sigue un ciclo que coincide en frecuencia con el movimiento de la membrana basilar y, a su vez, con la frecuencia del sonido estimulante,

la liberación del GLU y la activación de las fibras aferentes de tipo I seguirán el mismo patrón de frecuencia del sonido estimulante. La amplitud del sonido quedará codificada dependiendo del número de neuronas que finalmente se activen. La activación de las neuronas del ganglio espiral presenta una relación proporcional entre intensidad y número de neuronas activadas, de manera que a mayor intensidad, mayor número de neuronas aferentes activadas. De esta manera, en la transducción mecanoeléctrica se codificarán las características del sonido estimulante para enviarlas al SNC (17).

e) Activación de las fibras aferentes de tipo I

La inervación de las CCI corresponde en exclusividad a las neuronas aferentes de tipo I del ganglio espiral coclear. Tal y como se ha comentado previamente, estas neuronas establecen contactos dendro-somáticos con el polo basal de las CCI, con dos características muy importantes. Primero, que esta sinapsis es glutamatérgica, tipo Gray I, por lo tanto, activadora y soportada por grandes cuerpos y vesículas pre-sinápticas en el polo basal de la CCI, y segundo, que cada CCI queda inervada por numerosas fibras aferentes de tipo I (8) (figuras 4, 5). Así, la liberación del neurotransmisor GLU a la hendidura sináptica induce la activación de los receptores glutamatérgicos postsinápticos de la dendrita de tipo I que, al igual que en el SNC, son ionotrópicos y metabotrópicos. De ellos, los más estudiados son los ionotrópicos, los receptores NMDA y no-NMDA (kainato y AMPA, principalmente) (8, 18) (figura 5). Básicamente, la unión del GLU a estos receptores provoca la apertura de sus canales iónicos permitiendo la entrada en la neurona de Na^+ y agua, aunque también de Ca^{2+} por canales volt-dependientes específicos. Finalmente, esto produce la despolarización de la neurona y el consiguiente potencial de acción en la fibra que se transmitirá al SNC (figuras 5, 8, 11). El hecho de que haya numerosas fibras de tipo I inervando a cada una de las CCI (figuras 4D, 5), hace que este proceso de activación neural se repita en cada una de ellas a la vez, lo cual supone un método de amplificación de la señal, de codificación de la amplitud de la señal sonora y, también, un método de seguridad por si en algún momento se pierde alguna fibra, que haya suficientes para poder pasar al SNC la señal sonora. Las neuronas del ganglio espiral presentan una selectividad frecuencial muy alta que permite una resolución auditiva muy eficaz, de manera que con estimulaciones de baja intensidad y, funcionando correctamente la amplificación de las CCEs, etc., serán pocas neuronas las que se activen,

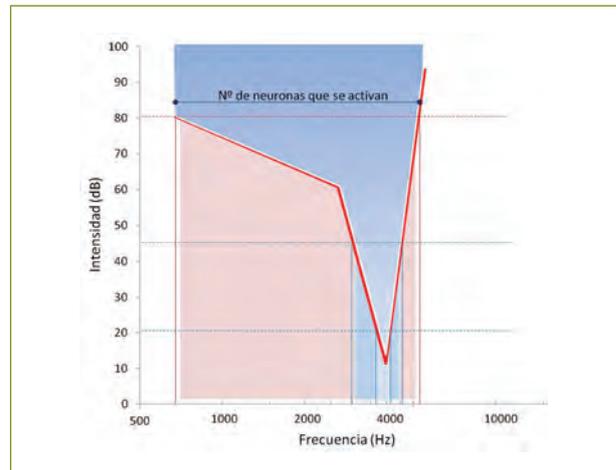


Figura 10

Umbral de activación de las fibras del ganglio espiral. A una frecuencia de estimulación específica, el número de neuronas que se activarán va a depender de la intensidad del estímulo. A baja intensidad de estimulación serán muy pocas fibras las que se activarán, con lo que se producirá la activación de una zona muy específica del receptor. A medida que aumenta la intensidad sonora, también lo hace el número de neuronas activadas procedentes de zonas tonotópicamente cercanas. Así, a medida que aumenta la señal, aumenta el número de neuronas activadas pero disminuye la resolución frecuencial al activarse neuronas de otros campos receptores cercanos.

aumentando este número a medida que aumenta la intensidad del sonido, dado que la vibración de la membrana basilar es progresivamente mayor, activando a un mayor número de CCI (1, 3) (figura 10).

Al igual que en el caso de las CCEs, la actividad electrofisiológica de las neuronas del ganglio espiral coclear puede registrarse desde el exterior como el conjunto de potenciales generados de manera sincrónica tras la estimulación auditiva por un número determinado de fibras aferentes de tipo I. Este potencial se denomina potencial de acción compuesto del nervio auditivo y se registra mediante la técnica de electrococleografía.

Por otro lado, diversas patologías como el trauma acústico o la hipoxia/isquemia coclear basan su fisiopatología en la

disfunción de esta sinapsis entre la CCI y la fibra aferente de tipo I, en concreto, en un aumento anómalo de la concentración de GLU en la sinapsis que hace que pase de ser activador a ser un potente neurotóxico. Ya sea porque se libere intensamente, en el caso del trauma acústico, o que no se recapte de la sinapsis eficazmente, como en procesos hipóxicos o isquémicos, el hecho es que el aumento de concentración de GLU en la sinapsis provoca la activación prolongada de los receptores postsinápticos de la dendrita aferente. La entrada masiva de iones y agua en la neurona provocará la formación de edemas dendríticos que, si no se recuperan, comprometerán la funcionalidad de la fibra o incluso podrían llegar a romper su membrana con la consiguiente muerte neuronal y la manifestación sintomática de una sordera neurosensorial (18).

f) El sistema eferente coclear

Los dos fascículos eferentes de neuronas del complejo olivar superior que inervan el órgano de Corti tienen, aparentemente, funcionalidad en el control del estado mecánico del receptor y como filtro de la señal neural que iría hacia el SNC. Así, por un lado, el fascículo eferente medial, que inerva las CCEs, controlaría el estado de contractibilidad de las CCEs. Según esto, desde el complejo olivar superior se controlaría el estado mecánico del órgano de Corti. Por otro lado, el sistema eferente lateral, que inerva mediante sinapsis axo-dendríticas a las fibras aferentes de tipo I bajo las CCIs, modularía, gracias a la gran cantidad de neurotransmisores y neuromoduladores que tienen en sus terminales axonales, el paso de señal al ganglio espiral y de ahí al resto de la vía auditiva (12) (figura 5).

LA VÍA AUDITIVA

El receptor auditivo se encarga de captar el sonido y de analizar sus componentes más básicos, como la frecuencia, intensidad, tiempo, etc., para transmitirlos al SNC (figura 11). En él, esta información será conducida por la vía auditiva mientras se van analizando e interpretando los patrones más complejos del sonido estimulante para finalizar en la corteza auditiva. En ella se terminará el análisis de la señal, se producirá la sensación sonora y se relacionará el estímulo con otras informaciones procedentes de otros receptores sensoriales, realizándose la integración de toda esta información y para dar una respuesta adecuada al estímulo primario (17).

a) El ganglio espiral y el nervio auditivo

La vía auditiva comienza con las neuronas del ganglio espiral coclear que ponen en contacto el órgano de Corti con la siguiente estación de la vía auditiva, los núcleos cocleares. Los axones de las neuronas del ganglio espiral forman la parte auditiva del VIII par nervioso, el nervio vestibulococlear, que entra en el cráneo por el conducto auditivo interno. La disposición de los axones en el nervio está determinada tonotópicamente, de manera que las fibras más profundas del nervio serán las que provienen de las zonas apicales de la cóclea, mientras que las fibras más superficiales proceden de la base coclear (figura 3A). De esta manera, la ordenación tonotópica en el nervio asegura el paso de información ordenada y eficaz a los núcleos cocleares (8, 17).

b) Los núcleos cocleares

Se encuentran en el tronco cerebral, en el límite entre la protuberancia y el bulbo raquídeo y, anatómicamente, se dividen en dos zonas: núcleo coclear dorsal (NCD) y ventral (NCV), aunque este último se subdivide en anterior (núcleo coclear anteroventral o NCAV) y posterior (núcleo coclear posteroventral o NCPV) (19) (figura 11B).

Los axones de las neuronas del ganglio espiral mantienen una disposición tonotópicamente organizada en su entrada en los núcleos cocleares. De hecho, los axones que proceden del ápex coclear, que se localizaban profundos en el VIII par, se disponen en la superficie de los núcleos cocleares. Progresivamente, los axones procedentes de regiones más bajas de la cóclea y que se van localizando en lugares cada vez más superficiales del nervio auditivo, se van disponiendo cada vez más profundos en los núcleos cocleares (figuras 3, 11B). Todas las fibras aferentes del nervio auditivo se dividen en forma de “V” en el interior de los núcleos cocleares, donde una de las ramas se dirige hacia el NCAV mientras que la otra va hacia el NCPV y el dorsal NCD. Esta división mantiene también ordenada la organización tonotópica, de manera que las fibras del ápex coclear se dividirán en las regiones superficiales de los núcleos, mientras que las fibras procedentes de la base de la cóclea se dividirán en las zonas más profundas de los núcleos cocleares. Según esto, la disposición tonotópica de los núcleos cocleares quedaría con las frecuencias graves representadas en las regiones superficiales mientras que las agudas se analizarían en las regiones profundas de los núcleos cocleares permitiendo la

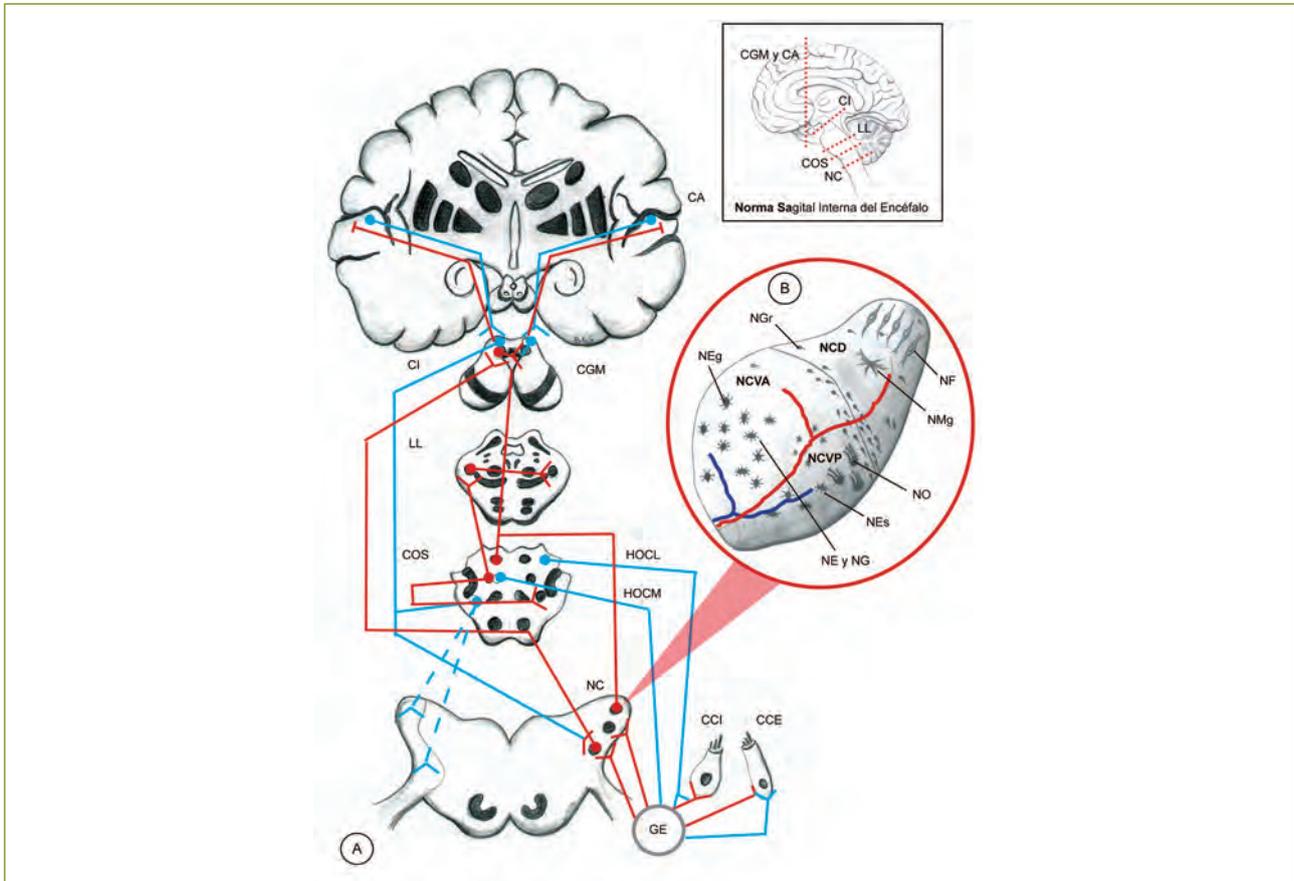


Figura 11

La vía auditiva. A) Situación de la vía auditiva en el sistema nervioso central (vía auditiva ascendente en rojo y vía auditiva descendente en azul). En el cuadro superior derecha se indica la situación de los diferentes cortes del esquema A en el SNC. La vía auditiva ascendente es bilateral y cruzada e implica a neuronas de diferentes núcleos a diferentes niveles del SNC, que realizan el análisis del sonido, hasta llegar a la corteza auditiva (CA) donde se termina de analizar, se integra con otras señales de otros sistemas sensoriales y se prepara la respuesta frente al estímulo. A su vez, la vía auditiva descendente representa la organización jerárquica del sistema auditivo en la que los niveles superiores controlan la actividad de los más inferiores a la vez que los niveles inferiores aportan información a los niveles superiores. B) Organización morfológica de los núcleos cocleares. Un buen ejemplo de la compleja organización de los diferentes núcleos de la vía auditiva, lo tenemos en los núcleos cocleares (NC) en los que, aún siendo el núcleo más periférico de la vía auditiva en el SNC, ya presenta diferentes tipos neuronales con diferentes respuestas electrofisiológicas en cada uno de sus núcleos. Presentan además una organización tonotópica en la entrada de los axones de las neuronas del ganglio espiral coclear (GE), de manera que (y siguiendo con los colores utilizados en la figura 3) las procedentes del ápex coclear (azul) de bifurcan y ocupan situaciones superficiales a la entrada en el núcleo coclear ventral (NCV), mientras que las que proceden de la base coclear (rojo) se bifurcarán y se distribuirán por regiones más profundas del NCV (A. CCE, Célula Ciliada Externa; CCI, Célula Ciliada Interna; CGM, Cuerpo Geniculado Medial; CI, Colículo Inferior; COS, Complejo Olivario Superior; HOCL, Haz Olivococlear Lateral; HOCM, Haz Olivococlear Medial; LL, Lemnisco Lateral; B. NCVA, Núcleo Coclear Ventral Anterior, NCVP, Núcleo Coclear Ventral Posterior; NCD, Núcleo Coclear Dorsal; Tipos neuronales: NE, Neuronas Estrelladas; NEg, Neuronas Esféricas Grandes; NF, Neuronas Fusiformes; NG, Neuronas Globulares; NGr, Neuronas Granos; NMg, Neuronas Multipolares Gigantes; NO, Neuronas Octopus).

activación de las neuronas situadas en una banda concreta, el plano de isofrecuencia (17).

Los núcleos cocleares tienen diferentes poblaciones de neuronas en cada una de sus regiones. Cada tipo tiene una respuesta electrofisiológica específica. Así, en este nivel de la vía auditiva, el nivel de procesamiento de la información auditiva es ya muy elevado (17). Así:

- **NCD:** estructura de corteza con cuatro capas en las que hay neuronas de tipo fusiforme, neuronas grano y neuronas gigantes.
- **NCAV:** presenta neuronas de axón corto y neuronas penachadas o bushy que reciben contactos de las fibras aferentes mediante los denominados bulbos de Held y que responden manteniendo la frecuencia que reciben de las neuronas aferentes cocleares.
- **NCPV:** neuronas penachadas, octopus, que responden específicamente al inicio y al final del estímulo, y multipolares o estrelladas que responden a los cambios de intensidad del sonido.

El análisis comparativo de las señales recibidas desde ambos lados en ambos núcleos cocleares, el análisis binaural, ya permite en este nivel recopilar información importante del sonido estimulante como es la localización de la fuente del sonido. El análisis binaural es posible gracias al transvase de información entre ambos lados de la vía auditiva. A este nivel, las fibras que salen de los núcleos cocleares cruzan, en su mayoría, la línea media y se dirigen a diferentes núcleos de la vía contralateral formando las denominadas estrías acústicas:

- **Estría acústica dorsal:** formada por axones de neuronas del NCD y algunas del NCV y que se dirigen al colículo inferior contralateral, pasando por el fascículo del lemnisco lateral.
- **Estría acústica intermedia:** son fibras procedentes de las neuronas octopus del NCPV y que suben por el lemnisco lateral hasta su núcleo.
- **Estría acústica ventral o fascículo del cuerpo trapezoides:** formada por axones de neuronas del NCAV y de las neuronas de la raíz del nervio auditivo que envían sus axones a las neuronas de los núcleos del complejo olivar superior de ambos lados. Las fibras de estas neuronas olivares ascienden por el lemnisco lateral y contactan con las neuronas de su núcleo y con las del colículo inferior.

c) El complejo olivar superior

El complejo olivar superior está constituido por un conjunto de núcleos, la oliva superior lateral, la oliva superior medial y los núcleos del cuerpo trapezoides, y campos perinucleares dispuestos en la zona ventral de la protuberancia del tronco cerebral simétricamente a ambos lados de la línea media (figura 11). Recibe información directa de los núcleos cocleares, en concreto del NCAV, con lo que participa en la localización espacial de la fuente del sonido mediante la comparación de la intensidad percibida por cada oído del sonido estimulante. En general, el complejo olivar superior supone un centro de integración de la información auditiva aferente, proveniente de los receptores auditivos, y de la información eferente que va desde aquí a los receptores auditivos, para controlar su estado mecánico, y a otros centros, mediante circuitos reflejos (17). De hecho:

- Las fibras ascendentes transmiten el mensaje auditivo de los núcleos cocleares hacia la vía auditiva.
- Las fibras descendentes proyectan sobre el receptor auditivo y los núcleos cocleares.
- Otras fibras hacen de “puente” con otros sistemas y vías del sistema nervioso como:
 - a) el nervio facial y el nervio trigémino, con los que constituye un sistema para la protección del receptor auditivo mediante la actividad de los músculos del oído medio (reflejo estapedial y reflejo del músculo del martillo);
 - b) el nervio motor ocular lateral, para la localización visual del origen del sonido;
 - c) los núcleos de la formación reticular, para las reacciones vegetativas, sistemas de alerta, etc.

d) La modulación de la actividad del órgano de Corti.

El haz olivococlear

Tal y como se ha comentado anteriormente, el receptor auditivo está inervado por fibras eferentes que provienen del complejo olivar superior. Estas fibras constituyen el elemento efector de circuitos de tipo reflejo en el que participan neuronas del ganglio espiral, los núcleos cocleares, además de las del complejo olivar superior y que se encargan del filtrado de la señal neural que sale del órgano de Corti, de la modulación de la actividad del receptor y participan en la protección del mismo frente a sonidos de elevada intensidad (12).

El fascículo medial procede de neuronas situadas en la región medial del complejo olivar superior, mielinizadas, y que inervan ambas cócleas (figura 5). Así, un 30% de las fibras del fascículo inerva la cóclea ipsilateral mientras que el 70% restante de fibras del fascículo cruza la línea media alcanzando la cóclea contralateral para inervar a las CCEs. Su funcionalidad se ha relacionado con la iniciación y regulación de la actividad contráctil de las CCEs.

Por su parte, el fascículo eferente lateral está formado por fibras amielínicas que, procedentes de la oliva superior lateral ipsilateral, realizan contactos sinápticos axo-dendríticos Gray tipo II con las fibras aferentes tipo I bajo las CCI (figura 5). Estas sinapsis tienen diversos neurotransmisores como Ach, GABA, serotonina, dopamina y neuropéptidos como encefalinas, dinorfinas y CGRP, que en conjunto actúan como neuromoduladores de la actividad de la fibra aferente de tipo I del ganglio espiral (figura 5).

e) El lemnisco lateral

El núcleo del lemnisco lateral es alcanzado por fibras que ascienden información en la vía auditiva y que proceden del NCD, del NCV y del complejo olivar superior (figura 11). Está constituido por grupos de neuronas que se organizan en dos regiones: El complejo ventral, que recibe información del NCV ipsilateral, sin una distribución tonotópica precisa, y que estaría implicado en el análisis de la duración de un sonido complejo, por ejemplo en el lenguaje. El núcleo dorsal recibe información procedente de ambos oídos gracias al intercambio de información que se produce a nivel del complejo olivar y por la comisura entre lemniscos (17).

f) El colículo inferior

Los axones de las neuronas del lemnisco lateral terminan en el colículo inferior, o tubérculo cuadrigémino posterior, que se sitúa en el techo del mesencéfalo (figura 11). El núcleo central recibe contactos directos desde los NC, el complejo olivar superior y el núcleo del lemnisco lateral. Las neuronas del núcleo central se distribuyen tonotópicamente en una estructura laminar que recibe la información de las frecuencias graves desde el oído ipsilateral mientras que las frecuencias agudas provienen del oído contralateral. Esta distribución permite al núcleo participar en el análisis frecuencial del sonido y en el análisis interaural de la duración

y la intensidad sonora. Por otro lado, las cortezas dorsal y externa del colículo inferior no presentan una organización tonotópica definida aunque sí una distribución en capas que les permite recibir aferencias tanto desde la corteza auditiva como de otros centros. Así, estas neuronas son polimodales, respondiendo no solo a estímulos auditivos, sino también visuales y táctiles, y estarían participando en el análisis complejo del lenguaje e, incluso, en la recepción de sonidos nuevos (20).

g) El cuerpo geniculado medial del tálamo

Localizado en la superficie posterolateral del tálamo (figura 11), está dividido en tres partes, ventral, medial y dorsal, recibe proyecciones ascendentes desde el colículo inferior ipsilateral, aunque la información que portan tiene naturaleza binaural gracias a la comisura de los colículos, y descendentes desde la corteza auditiva y el núcleo reticular del tálamo. La zona ventral tiene distribución tonotópica y sus neuronas tienen una actividad muy compleja estando implicadas en el análisis de las diferencias interaurales de tiempo e intensidad, al contrario que las zonas dorsal y medial que no disponen de esa distribución tonotópica y sus neuronas son polimodales, no responden bien a tonos puros sino a sonidos complejos, y envían proyecciones a la amígdala con lo que podría relacionarse su actividad con el procesamiento emocional de los sonidos (20).

h) La corteza auditiva

La corteza auditiva de los humanos se distribuye en el *gyrus* de Heschl, en la zona superior del lóbulo temporal, el *gyrus angularis* y hacia el interior de la cisura de Silvio, donde coincide con los *gyrus* transversos de Heschl (17) (figura 11). Se encuentra dividida en dos áreas, AI y AII, con funcionalidades definidas. El área auditiva primaria AI o *koniocórtex*, está situada en el área 41 de Brodman, adyacente al área de Wernicke, constituye la región central del córtex auditivo y recibe proyecciones directas de la vía auditiva ascendente desde la región ventral del cuerpo geniculado medial del tálamo. El área AI tiene organización tonotópica en contraste con el área auditiva secundaria AII, de ubicación más rostral en el lóbulo temporal, en el área 42 de Brodman, que tiene funciones de localización del sonido, análisis de sonidos complejos, etc. Por último, la región periférica tiene funciones de análisis e integración de la audición con el resto de sistemas sensoriales (17).

Las neuronas de la corteza auditiva están organizadas funcionalmente en circuitos columnares que reciben contactos de ambos cuerpos geniculados, por lo que todas las neuronas corticales son binaurales. Estas columnas corticales binaurales funcionan con actividades de sumación y de supresión: las de sumación reciben aferencias similares procedentes de ambos oídos, con dominancia del contralateral, mientras que en las de supresión la dominancia es ipsilateral (17).

La corteza auditiva se encarga de realizar el procesamiento final de la localización tridimensional de la fuente sonora, el área AI, y de la identificación definitiva de las características del sonido, el AI, así como de la integración de los datos auditivos con los del resto de los sistemas sensoriales en las áreas de integración polimodal. La integración temporal y espectral de los sonidos permitirá la discriminación de pequeñas variaciones de las características de los sonidos complejos tan características de lenguaje (17).

BIBLIOGRAFÍA

- Gil-Loyaga P.; Pujol R. Fisiología del receptor y la vía auditiva. En: *Fisiología Humana*. Tresguerres, J. A.F. (ed.). Editorial McGraw-Hill Interamericana de España S.L., 2010. pp. 227-238.
- Gil-Loyzaga P.; Poch Broto J. El oído interno: Anatomía e Histología de la Cóclea. En: *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*. Suárez, C.; Gil-Carcedo, L. M.; Marco, J.; Medina, J.; Ortega, P. *et al.* 2ª ed. Madrid: Editorial Panamericana, 2007, pp. 867-879.
- Gil-Loyzaga, P.; Poch Broto, J. Fisiología del Sistema Auditivo Periférico. En: *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*. Suárez, C.; Gil-Carcedo, L. M.; Marco, J.; Medina, J.; Ortega, P. *et al.* 2ª Ed. Madrid: Editorial Panamericana, 2007, pp. 953-969.
- Gil-Carcedo, L. M. *Otología*. Madrid: Editorial Medica Panamericana, 2011.
- Gil-Loyzaga, P.; Rodríguez Gómez, F.; Poch Broto, J. Anatomía y fisiología clínicas del oído. En: *Otorrinolaringología y Patología Cervicofacial*. Poch Broto, J. (ed.). Madrid: Editorial Panamericana, 2005, pp. 1-18.
- Gil-Loyzaga, P. Histochemistry of glycoconjugates of the auditory receptor. Physiological implications. En: *Progress in Histochemistry and Cytochemistry*. Ed. Gustav Fisher Verlag (Stuttgart), vol 32/1, 1997.
- Rovasio, R.; Gil-Loyzaga, P. Sistemas sensoriales: recepción de señales y elaboración de respuestas. En: *Tratado de Histología y Embriología del ser humano. Bases celulares y moleculares*. Eynard, A. R.; Valentich, M. A., Rovasio RA. 4ª ed. 2ª Ed. Buenos Aires (ed). Panamericana. 2007: 11:360-393.
- Gil-Loyzaga, P. Inervación de la cóclea y los núcleos cocleares. *An Real Acad Med Cir* 1997; 114: 1063-1089.
- Eybalin M. Neurotransmitters and neuromodulators of the mammalian cochlea. *Physiol Rev* 1993;73/2: 309-373.
- Pujol, R.; Lenoir, M.; Ladrech, S.; Tribillac, F.; Rebillard, G. Correlation between the length of outer hair cells and the frequency coding of the cochlea. En: *Auditory Physiology and Perception*. Cazals, Y.; Demany, L.; Horner, K. C. Oxford (ed.). Pergamon Press, 1992, pp. 45-52.
- Gil-Loyzaga P.; Parés-Herbuté, N. HPLC detection of dopamine and noradrenaline in the cochlea of adult and developing rats. *Dev Brain Res*, 1989; 48: 157-160.
- Gil-Loyzaga, P. Neurotransmitters of the olivo-cochlear lateral efferent system: with an emphasis on dopamine. *Acta Otolaryngol* (Stockh) 115; 1995: 222-226.
- Davis, H. An active process in cochlear mechanics. *Hear Res*, 1983, 9: 79-90.
- Kemp, D. T. Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *J Acoust Soc America*, 1978, 64: 1386-1391.
- Weber, E. G.; Bray, CV.: The nature of acoustic responses: The relations between sound frequency and frequency of impulses in the auditory nerve. *J. Exp. Psychol.*, 1930, 13: 373-387.
- Carricondo F.; Gil-Loyzaga, P.; Sanjuán-Juaristi, J.; Poch-Broto, J. Cochlear microphonic potentials: a new recording technique. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 2001; 110 (6): 565-573.
- Gil-Loyzaga, P. Estructura y función de la corteza auditiva. Bases de la vía auditiva ascendente. En: *Tratado de audiología*. Salesa, E., Perelló, E., Bonavida, A. (eds.). Elsevier España, 2005, pp: 23-38.

18. Gil-Loyzaga, P. Neuroplasticidad y Sistema Auditivo. En: *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*. Suárez, C.; Gil-Carcedo, L. M.; Marco, J.; Medina, J.; Ortega, P. *et al.* 2ª ed. Madrid: Editorial Panamericana, 2007: 1057-1067.
19. Lorente de No, R. *The Primary Acoustic Nuclei*. New York, Raven Press, 1982.
20. Sánchez Malmierca, M.; Merchán Cifuentes, M. A. Estructura y función del cerebro auditivo. En: *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*. Suárez, C.; Gil-Carcedo, L. M.; Marco, J.; Medina, J.; Ortega, P. *et al.* 2ª ed. Madrid: Editorial Panamericana, 2007: 969-996.

CAPÍTULO 3
FÍSICA DEL SONIDO APLICADA
A LA AUDICIÓN

3. FÍSICA DEL SONIDO APLICADA A LA AUDICIÓN

ANTÓNIO TEIXEIRA*, FRANCISCO VAZ Y CARLOS BASTOS

INTRODUCCIÓN

Este capítulo pretende, de una manera sencilla, introducir conceptos esenciales en relación a las ondas sonoras, desde su producción hasta la forma cómo, aprovechando la resonancia, el oído humano las detecta.

Para facilitar la comprensión de ondas complejas, periódicas y no periódicas, se da especial atención a la explicación de las bases de la descomposición de dichas ondas en combinaciones de ondas periódicas, basada en conocimientos de trigonometría y análisis de Fourier.

La manera como el sistema auditivo detecta y procesa las ondas es de crucial importancia para la supervivencia. Sin embargo, un tipo especial de onda sonora, la voz, constituye una de las características más diferenciadoras de la evolución y la cultura humanas, dedicando el capítulo alguna atención a la explicación de su proceso de producción, basada en los conocimientos relativos a la descomposición de ondas complejas en la combinación de ondas periódicas simples. Se expone brevemente el conocido modelo de fuente y filtro.

Debido a la importancia del procesamiento de las ondas mediante dispositivos creados por el hombre, en especial los ordenadores, al final del capítulo se muestran las bases de la conversión para las representaciones digitales.

ONDAS Y SONIDO

Estamos inmersos en ondas en sus diversas formas: ondas de la luz visible, ondas de radio, microondas, ondas marinas, ondas de terremotos y, muy importante para este capítulo, ondas sonoras, entre muchas otras.

Para los animales, entre los cuales nos incluimos, las ondas sonoras son especialmente relevantes, y ser capaces

de recibir las y procesarlas es crucial para la supervivencia y para la comunicación.

El sonido es una onda creada por la vibración de objetos y que se propaga a través de un medio (1, 2). El medio, normalmente el aire aunque puede ser cualquier material como el agua o un metal, es el responsable de transmitir la perturbación de un lugar a otro; en términos generales, el medio es un conjunto de partículas entrelazadas que interactúan entre sí. También es esencial la fuente de onda, cualquier objeto capaz de perturbar la primera partícula del medio. Esta perturbación se puede crear de muchas maneras, por ejemplo, mediante la vibración de las cuerdas vocales o del diafragma de un altavoz. Una vez creada esta perturbación, la onda sonora se propaga desde su origen hasta otro lugar a través de la interacción entre las partículas.

Debido a que las ondas sonoras se transmiten a través de un medio por la interacción entre partículas, se designan ondas mecánicas. Por tanto, al depender del medio, no se pueden propagar en el vacío, al contrario de las ondas electromagnéticas.

EL SONIDO COMO ONDA DE PRESIÓN LONGITUDINAL

En las ondas sonoras, las partículas del medio que sirve de vehículo al sonido vibran en la misma dirección en la que la onda sonora se desplaza, por tanto, se denominan ondas longitudinales.

Tomemos como ejemplo la onda creada por el diafragma de un altavoz corriente (figura 1). Cuando la membrana que forma el diafragma se mueve hacia delante, empuja las moléculas de aire de alrededor, moviéndolas hacia sus contiguas. De esta forma las moléculas en esa región se comprimen en una zona más pequeña. Cuando el movimiento es en sentido contrario, disminuye la presión permitiendo que las moléculas se muevan en el sentido del diafragma.

*António J. S. Teixeira. Dep. Electrónica Telemática e Informática/IEETA. Universidade de Aveiro. 3810 193 Aveiro. Portugal. Tel. + 351 234 370500. E-mail: ajst@ua.pt

La repetición de los movimientos hace que las moléculas individuales (o una capa de moléculas) que se encuentren directamente delante del diafragma, vibren continuamente hacia delante y hacia atrás (en la horizontal). Estas vibraciones afectan, a su vez, a otras partículas adyacentes, por interacción entre partículas, transmitiendo así la onda.

Debido a estos movimientos longitudinales, se crean unas regiones donde las partículas de aire están comprimidas y otras en las que se encuentran más separadas. Estas regiones se conocen como zonas de compresión y zonas de enrarecimiento, respectivamente.

La figura 1 muestra esquemáticamente el proceso de creación y transmisión de la onda descrito anteriormente, con la identificación de las zonas de compresión y de enrarecimiento.

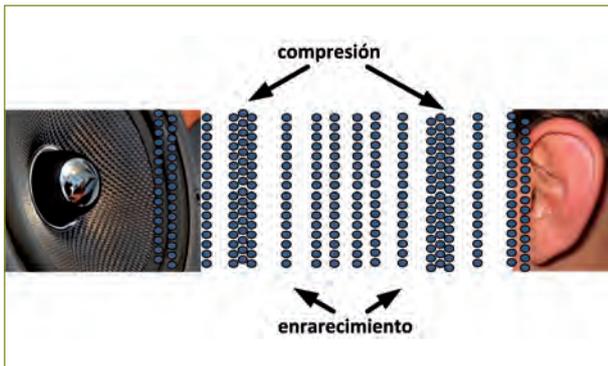


Figura 1

Sonido como una onda longitudinal.

Este patrón de repetición de regiones de altas y bajas presiones moviéndose por el medio hace que la onda de sonido se denomine también onda de presión. Esta onda de presión será recibida por un receptor, oído humano o dispositivo creado por el hombre, que detecta las fluctuaciones de presión. En un momento dado el receptor detecta una presión elevada, correspondiente a la llegada de una compresión; en el instante siguiente, la presión detectada será la normal; a continuación recibirá una presión por debajo de lo normal causada por la llegada de un enrarecimiento. El proceso se repite.

ONDAS PERIÓDICAS SIMPLES

Podemos clasificar las ondas sonoras según su calidad (simple o compleja) y periodicidad (periódicas o no periódicas), entre otras características. En las secciones siguientes analizaremos, primero, las ondas simples y periódicas.

Para fundamentar la explicación, se presentan primero algunos conocimientos elementales necesarios de geometría y trigonometría.

Bases de geometría y trigonometría

Por definición, un ángulo es la porción de plano limitada por dos semirrectas con origen común. La figura 2 muestra un ángulo α :

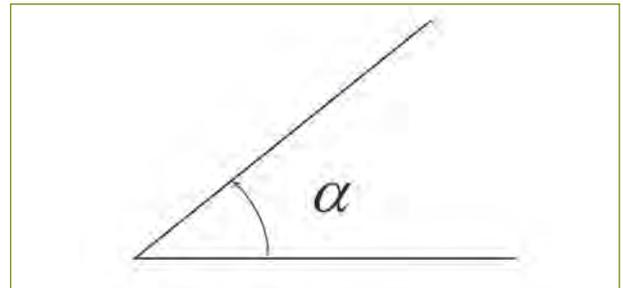


Figura 2

Ángulo.

El origen recibe el nombre de vértice.

Normalmente los ángulos se miden en grados, unidad definida a partir de la idea de ángulo recto. Dos rectas concurrentes dividen el plano en cuatro ángulos y, si esos 4 ángulos son iguales, son ángulos rectos, a cada uno de los cuales se le atribuye un valor de 90° (grados). La unidad de medida angular que se usa en matemática no suele ser el grado sino que se usa preferentemente el radián, que se define como el ángulo central al que corresponde un arco igual al radio. Así, en la figura 3, el ángulo limitado por las dos semirrectas es igual a 1 radián si la longitud del arco AB es igual al radio del círculo, OA.

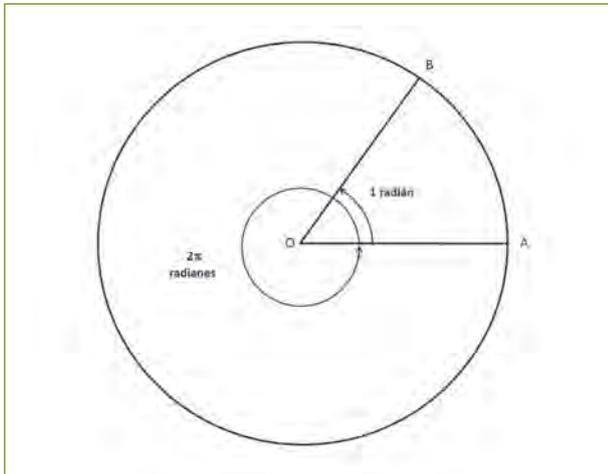


Figura 3
Definición de la unidad angular radián.

Sabiendo que el perímetro de una circunferencia de radio R es $2\pi R$, entonces un ángulo completo correspondiente a toda la circunferencia valdrá 2π radianes, un ángulo correspondiente a media circunferencia valdrá π radianes y un ángulo recto, correspondiente a un cuarto de circunferencia, valdrá $\pi/2$ radianes. Teniendo en cuenta esta correspondencia, es lógico concluir que $1 \text{ radián} = 180/\pi \approx 57,3^\circ$.

Esta definición de ángulo es suficiente para la geometría clásica, pero tiene una limitación desde el punto de vista matemático: solo permite definir ángulos entre 0 y 2π .

Consideremos, como se muestra en la figura 4, que uno de los lados del ángulo es fijo y que el otro puede rodar en cualquier sentido.

La nueva definición de ángulo continúa siendo la porción de espacio plano entre las dos semirrectas pero ahora se considera también el número de vueltas que el lado móvil da, así como su sentido. Si es en sentido contrario a las agujas del reloj (sentido directo), el ángulo será positivo y por cada vuelta se añaden 2π radianes o 360° a su valor, según sea la unidad de ángulo; si es en sentido horario (sentido inverso), el ángulo será negativo y por cada vuelta se restan 2π radianes o 360° a su valor.

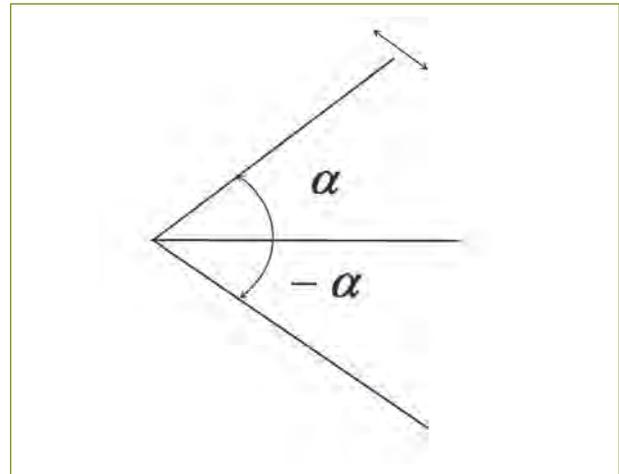


Figura 4
Generalización del concepto de ángulo.

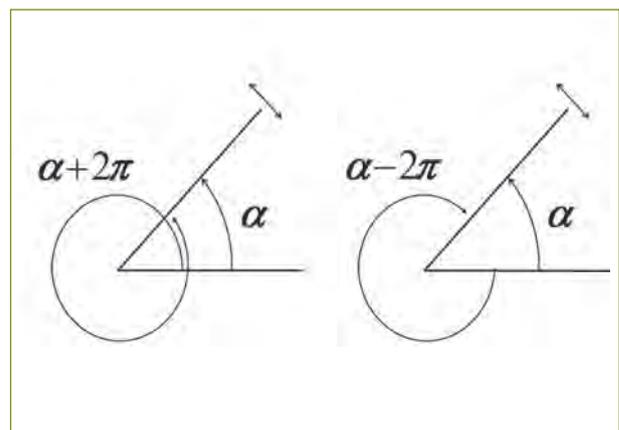


Figura 5
Ejemplos de ángulos definidos según la generalización.

De esta forma un ángulo puede tener cualquier valor real.

Teniendo en cuenta que los ángulos que difieren 2π o un múltiplo entero de 2π son iguales, es decir, $\alpha = \alpha + 2k\pi$, con $k = \dots, -2, -1, 0, 1, 2, \dots$ siempre se puede reducir el valor de ángulo a su valor base entre 0 e 2π , o 0 e 360° .

Las funciones trigonométricas

Si se toma, como se muestra en la figura 6, un triángulo rectángulo OPQ con ángulo recto Q y asociado a un sistema de ejes x,y.

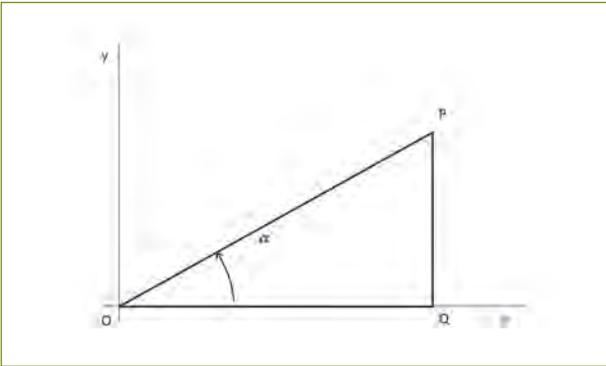


Figura 6

Figura auxiliar para la definición de las funciones trigonométricas.

Se define el seno del ángulo α como la relación entre las longitudes de los segmentos PQ y OP:

$$\sin \alpha = \frac{PQ}{OP}$$

Dado que $OP = r$, y que el punto P tiene coordenadas (x,y) en el sistema de ejes indicado, entonces el seno se define como

$$\sin \alpha = \frac{y}{r}$$

De la misma manera se define coseno del ángulo α como la relación entre las longitudes de los segmentos OQ y OP:

$$\cos \alpha = \frac{OQ}{OP} = \frac{x}{r}$$

Analizando cualitativamente el valor del seno del ángulo, se verifica que para un ángulo $\alpha=0$ el valor del seno también es 0; a medida que crece el ángulo también crece el valor del seno hasta un máximo de 1, alcanzado cuando el ángulo $\alpha=\pi/2$; el valor del seno empieza a disminuir hasta anularse para $\alpha=\pi$; para ángulos superiores a π el valor del seno se vuelve negativo y continúa disminuyendo hasta alcanzar -1 para $\alpha=3\pi/2$; aumentando el ángulo, el valor del seno

aumenta, aún siendo negativo, hasta un ángulo $\alpha=2\pi$, valor para el cual el seno se anula de nuevo.

Este comportamiento está representado en la figura 7 donde, por comodidad, se ha fijado un valor para $r=1$ y el valor del seno se vuelve igual a la coordenada y. Esta figura representa un método gráfico que permite determinar la forma cómo evoluciona la función seno entre 0 y 2π .

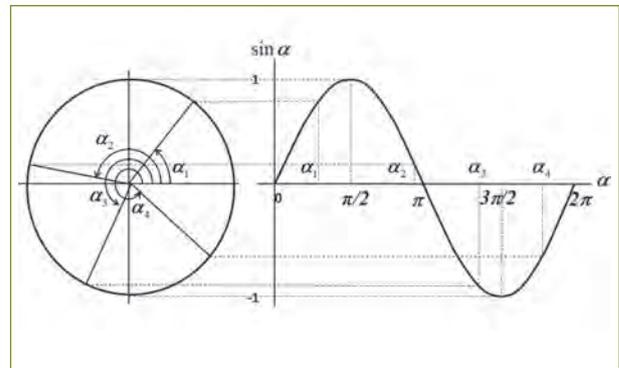


Figura 7

Determinación gráfica de la función seno.

Teniendo en cuenta la relación entre seno y coseno, se puede demostrar que $\cos \alpha = \sin(\pi/2 + \alpha)$, pudiéndose concluir que la forma de variación del coseno es igual a la del seno pero con un desfase de $\pi/2$, según se muestra en la figura 8:

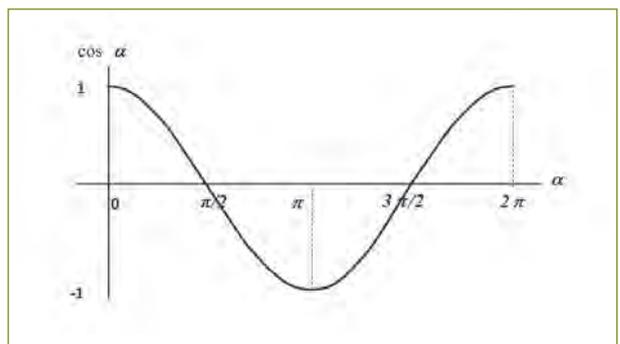


Figura 8

Gráfico de la función coseno en el intervalo $[0, 2\pi]$.

Según la generalización de la definición de ángulo dada, si se consideran los ángulos mayores de 2π o menores de 0, los valores de las funciones trigonométricas reproducen lo que pasa en el intervalo 0 a 2π . La figura 9 muestra el gráfico de una función sinusoidal en el intervalo de valores $[-6\pi, 6\pi]$ que comprende 6 periodos.

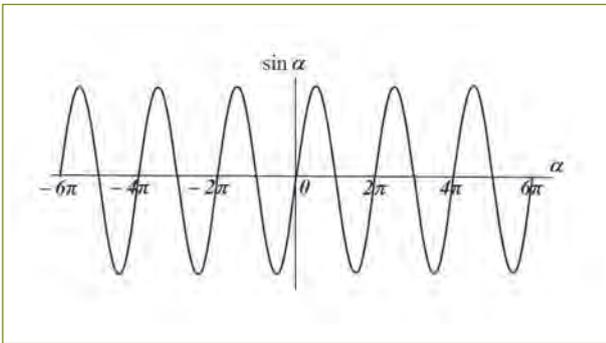


Figura 9
Gráfico de una función seno en $[-6\pi, 6\pi]$.

A este comportamiento se le conoce por periodicidad, y se dice que una función $f(x)$ es periódica (3) de periodo T si para cualquier x se verifica que $f(x)=f(x+T)$. En el caso de las funciones trigonométricas, su periodo es 2π ya que $\sin x = \sin(x + 2\pi)$.

Ondas sinusoidales

Una onda sinusoidal se representa por una función sinusoidal del tiempo (4). Dada la definición generalizada del ángulo, se puede considerar que el ángulo α resulta de la rotación de la semirrecta móvil a una velocidad uniforme de f vueltas por unidad de tiempo. Como a cada vuelta le corresponde 2π , el ángulo al fin de un tiempo t tendrá el valor de $2\pi f t$ y se puede definir la función del tiempo $s(t) = \sin(2\pi f t)$.

Si colocamos la perturbación provocada por el diapasón en un gráfico, con el tiempo en el eje de abscisas (eje x) y la presión sonora en el eje de ordenadas (eje y), tendremos nuestra senoide como una buena aproximación, $P(t) = \sin(2\pi f t + \phi)$. Este tipo de onda se designa onda periódica simple.

Frecuencia y periodo

Se llama frecuencia al parámetro f y su inverso $T = \frac{1}{f}$ es el periodo ya que

$$P(t+T) = \sin(2\pi f(t+T)) = \sin(2\pi f t + 2\pi f T) = \sin(2\pi f t + 2\pi) = \sin(2\pi f t) = P(t)$$

Es decir, la onda asume exactamente los mismos valores T segundos después.

Si la unidad de tiempo usada es el segundo, la frecuencia se expresará en Hertz (Hz).

Amplitud

La función seno varía en el intervalo $[-1,1]$. Si se pretende expresar una función sinusoidal que varíe en un intervalo arbitrario $[-a,a]$ basta multiplicar el valor del seno por a :

$$P(t) = a \sin(2\pi f t)$$

La a se llama amplitud y en la figura 10 están representadas señales sinusoidales de diferentes frecuencias ($f_1 = \frac{1}{T_1}$ y $f_2 = \frac{1}{T_2}$) y diferentes amplitudes (2 y 1).

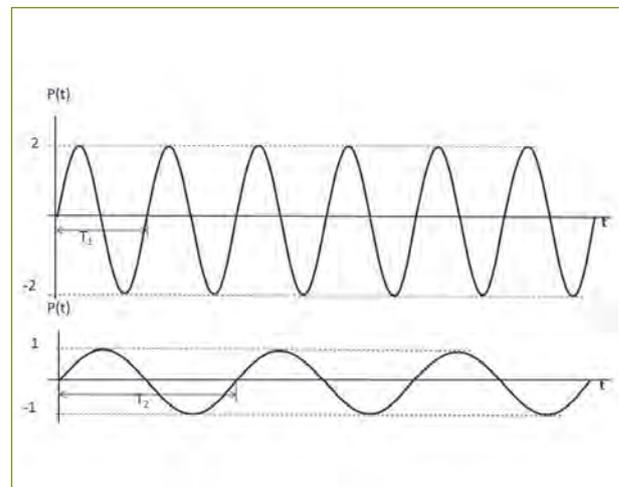


Figura 10
Ejemplos de señales sinusoidales.

Fase

Todavía hay otra característica a tener en cuenta. Para ello consideremos la figura 11, en la que se muestran dos ondas de la misma frecuencia y amplitud, pero que presentan un desfase temporal, es decir, sus máximos, mínimos y pasadas por cero no coinciden en el tiempo. Existe un desvío que corresponde a cierto ángulo al que se llama diferencia de fase y que se representa por ϕ .

De esta forma una onda sinusoidal se caracteriza por completo a través de la amplitud, frecuencia y fase, y se representa por:

$$P(t) = a \sin(2\pi ft + \phi)$$

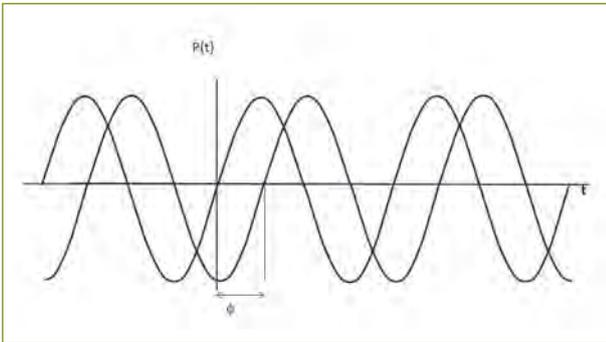


Figura 11
Gráfico de dos sinusoides con diferencia de fase.

INTENSIDAD

La energía transportada por la onda es directamente proporcional al cuadrado de la amplitud de la onda. Esto quiere decir, por ejemplo, que el doble de la amplitud de una onda es indicador de una cuadruplicación de la energía transportada por la onda.

La cantidad de energía que pasa por una determinada área del medio, por unidad de tiempo, es la intensidad de la onda sonora. Como intensidad es energía dividida por tiempo y área, y la relación energía/tiempo es equivalente a la potencia, intensidad es simplemente la relación potencia/área. En

consecuencia, la unidad típica para la intensidad es el W/m^2 (vatío por metro cuadrado).

Igual que una onda sonora transporta su energía a través de un medio bi o tridimensional, su intensidad disminuye con el aumento de la distancia al origen, explicado por el hecho de que la energía de la onda de sonido se distribuye por un área cuya superficie es cada vez mayor.

ONDAS PERIÓDICAS COMPLEJAS

A pesar de su importancia fundamental para la descripción de las ondas periódicas complejas, es muy difícil encontrar ondas periódicas simples en la naturaleza. Toda onda periódica que no se puede expresar en forma de una función seno o coseno, como la onda periódica simple, es una onda periódica compleja. En la figura 12 se puede ver un ejemplo de ese tipo de onda.

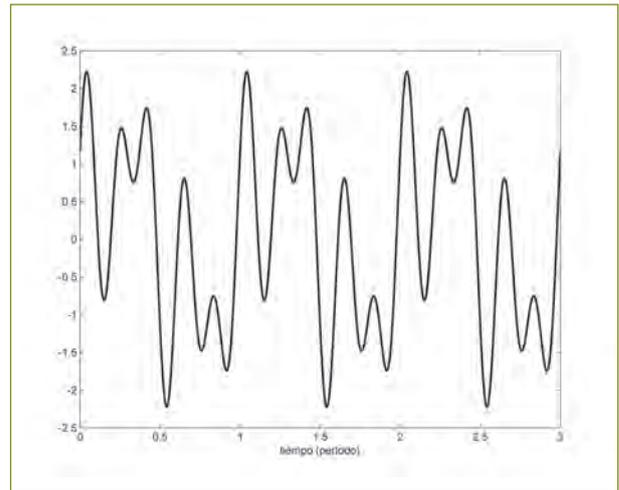


Figura 12
Onda periódica compuesta por la suma de 3 ondas simples con 1,3 y 5 ciclos por período.

En el siglo XIX, Joseph Fourier creó las condiciones para el análisis de las ondas complejas, al dividir las en una suma infinita de ondas periódicas simples (5,6).

Fourier probó que la siguiente expresión matemática es válida

$$x(t) = \sum_{k=0}^{\infty} a_k \cos(2\pi k f_0 t + \phi_k)$$

demonstrando, al mismo tiempo, cómo se pueden determinar las amplitudes a_k y fases ϕ_k de los diferentes componentes sinusoidales (5).

Una onda arbitraria periódica es, por tanto, equivalente a la suma de un número infinito de sinusoides de frecuencia f_0 , $2f_0$, $3f_0$,... múltiplos de $f_0 = \frac{1}{T}$ a la que se le llama frecuencia fundamental. Los componentes sinusoidales se denominan componentes armónicos o simplemente armónicos. En la figura 13 se muestra la descomposición de una onda periódica triangular de periodo T en 4 componentes armónicos y, como se puede ver, las amplitudes de los componentes decrecen rápidamente.

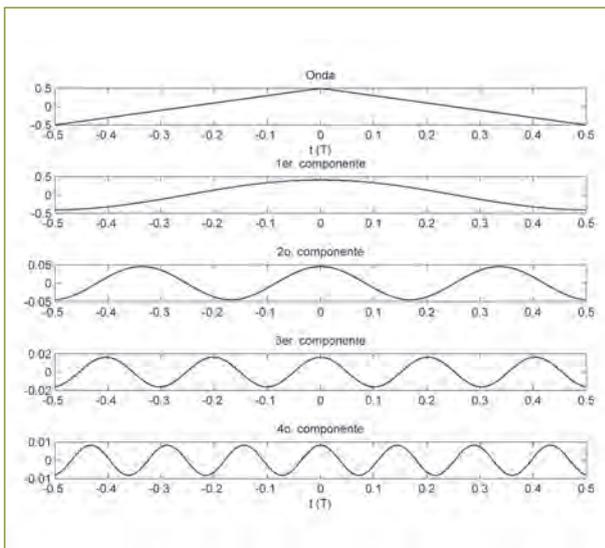


Figura 13
Descomposición en la frecuencia de una onda triangular de periodo T .

La figura 14 muestra que, sumando los componentes armónicos en número finito, se obtienen señales reconstruidas en el tiempo semejantes al original triangular.

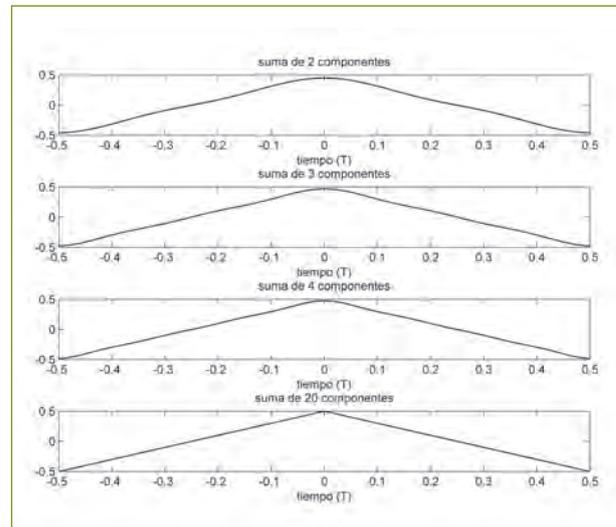


Figura 14
Reconstrucción a partir de sus componentes en la frecuencia.

Una onda periódica, por tanto, se puede caracterizar por sus componentes armónicos, es decir, indicando las amplitudes a_k y fases ϕ_k de los componentes sinusoidales que la constituyen. Si se quiere caracterizar la potencia será suficiente indicar las potencias de los componentes que valen $\frac{a_k^2}{2}$ o, de igual manera, los valores absolutos de las amplitudes $|a_k|$. Se llama espectro (6) de amplitudes al conjunto de valores $|a_k|$, y espectro de potencia al conjunto de valores $\frac{a_k^2}{2}$ que indican la potencia.

ONDA NO PERIÓDICA

En las ondas no periódicas no existe repetición de las características en el tiempo. En este caso la onda está formada por fluctuaciones aleatorias de presión que pueden tener una duración limitada en el tiempo (sonidos transitorios) o una duración considerable, como en el caso del sonido producido por un televisor sin ningún canal sintonizado.

Dado que no existe repetición, se puede considerar que estamos ante un periodo de duración infinita. Como al aumentar el periodo, T , la frecuencia fundamental, f_0 , y el

espaciamiento entre armónicos disminuyen, con un periodo infinito el espaciamiento entre armónicos tiende a cero y las frecuencias de los componentes variarán de una forma continua (6).

Este análisis simplificado y cualitativo se puede confirmar mediante consideraciones matemáticas precisas, pudiéndose generalizar la teoría de Fourier para señales continuas cuya energía sea finita, permitiendo afirmar que para cualquier onda en estas condiciones $s(t)$ es posible determinar una función de frecuencia $S(f)$ que se denomina Transformada de Fourier de $s(t)$ y que representa la onda. De esta manera, la onda se describe en su totalidad en dos dominios diferentes, tiempo y frecuencia.

Las metodologías que permiten pasar de un dominio a otro van mucho más allá de este texto introductorio pero están ampliamente estudiadas y hoy disponemos de una vasta gama de herramientas matemáticas que permiten su cálculo.

De un modo general, el comportamiento en la frecuencia de las funciones $S(f)$ es decreciente y se puede admitir que la contribución para la caracterización de la onda es poco importante por encima de un determinado valor de la frecuencia. De esta manera se puede admitir que ciertas señales presentan una transformada de Fourier nula para todo valor de frecuencia superior a un valor dado f_{max} . Las señales con esta propiedad se denominan señales de banda limitada.

RESONANCIA

Casi todos los objetos, al ser repercutidos, vibran. Cuando vibran, tienden a hacerlo a una frecuencia, o conjunto de frecuencias, propio. La frecuencia, o frecuencias, a la que un objeto tiende a vibrar al ser perturbado se conoce como la frecuencia natural del objeto (7).

Al igual que la vibración de un cuerpo material desplaza las partículas que componen un medio elástico, la vibración de las partículas del medio desplaza los cuerpos materiales por resonancia. Cuando la frecuencia natural coincide con la frecuencia de la fuente de energía externa (como en el caso de la onda sonora), ocurre la resonancia.

La resonancia no solo se da en cuerpos sólidos sino que también es posible que vibre una porción de aire (7), como ocurre en el caso del aire contenido en una botella que se sopla. El aire en estas condiciones vibra de una forma compleja, siendo su forma geométrica uno de los factores que influye en las características de esa onda compleja, creando las bases para la producción de diferentes sonidos por la alteración de su geometría. Es esta capacidad de producir diferentes ondas complejas a través de la alteración de la forma, lo que permite diferenciar muchos de los sonidos usados en las diferentes lenguas.

Los cuerpos materiales pueden resonar pero presentan diferencias en función de cómo responden. Hay materiales que solo permiten resonancia para una gama de frecuencias de extensión reducida y otros en los que esa gama de frecuencias es amplia. También existe variabilidad en los valores de las frecuencias, que pueden ser bajas, medias o altas. La caracterización de la resonancia se hace normalmente a través de la denominada respuesta en frecuencia, que no es más que la representación de la cantidad de energía externa que se aprovecha para las diferentes frecuencias.

Consideremos una situación en la que hay, por ejemplo, un tubo hueco que atraviesa una pared. Si en uno de los extremos se usa una fuente de vibración de frecuencia variable, por ejemplo diferentes diapasones, y se escucha el resultado en el otro extremo del tubo, habrá situaciones en las que no se oiga nada y otras en las que el sonido sea perfectamente audible. La respuesta diferenciada a distintas frecuencias se puede interpretar como un proceso de filtrado. Un filtro acústico (7) es un resonador utilizado para transmitir sonido, y es selectivo, en términos de frecuencia, reduciendo la intensidad de algunas frecuencias (fuera de la gama de resonancia) y permitiendo el paso de otras sin atenuación relevante (7).

MODELO ACÚSTICO DE PRODUCCIÓN DE VOZ

Dado que la voz posee una especial relevancia para la especie humana, y teniendo en cuenta que el sistema auditivo ha evolucionado en simultáneo contribuyendo mucho para la caracterización de la voz, es importante hacer una presentación sobre su producción, presentación que será breve debido al objetivo de este capítulo.

TEORÍA FUENTE-FILTRO

Generalmente se considera que la producción de voz por los humanos es el resultado de dos procesos separados, lo cual constituye además la base de la principal teoría sobre la producción (8, 9): uno, la fuente, que produce el sonido inicial, y el otro, el filtro, responsable de la alteración de sus características. La figura 15 ilustra el modelo de la teoría fuente-filtro.

Por ejemplo, en la laringe producimos una onda compleja que contiene un amplio conjunto de frecuencias y, a continuación, usando la lengua, labios, etc. (los denominados articuladores) modificamos el espectro y hacemos esas alteraciones de una forma variable a lo largo del tiempo.



Figura 15
El modelo fuente-filtro de la producción de voz.

FUENTES

La primera parte del modelo es una fuente generadora de energía para la producción de un sonido del habla. Esa fuente puede situarse en cualquier punto entre la glotis y los labios.

La energía, en general, proviene del aire que es expelido de los pulmones, aunque se usen otros mecanismos para la producción de *clicks* o sonidos producidos con flujo de aire en el sentido de los pulmones (10). En la laringe, en caso de estar reunidas las condiciones necesarias (3), existirá vibración de los pliegues vocales y el paso intermitente del aire producirá ondas sonoras casi periódicas. Los mismos pliegues en la voz susurrada no vibran pero, como aparecen próximos, crean las condiciones para un flujo turbulento e

irregular, produciendo un sonido no periódico con un amplio conjunto de frecuencias. Este tipo de fuente de sonido, resultado de flujo turbulento, también se puede obtener encima de la glotis, estando en el origen de los sonidos fricativos como el sonido inicial de la palabra “sonido”. Además, se pueden tener estos dos tipos de fuentes en simultáneo.

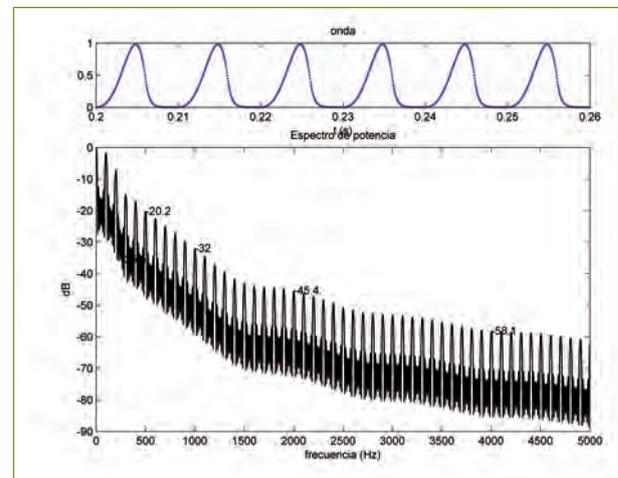


Figura 16
La onda (arriba) y el espectro (abajo) de una serie periódica de pulsos glotales sintetizados que simulan fonación modal.

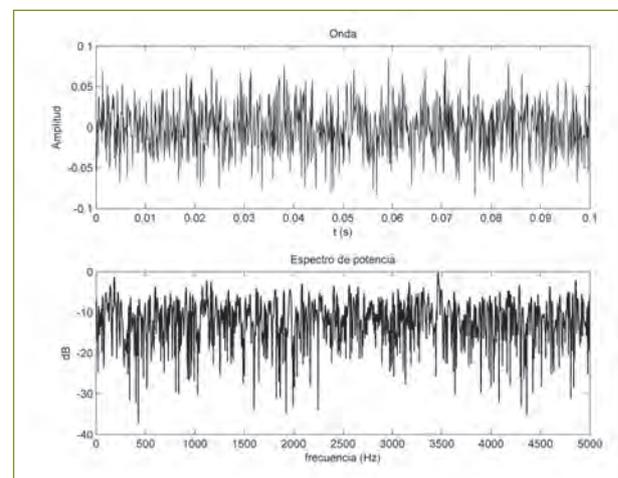


Figura 17
La onda (arriba) y espectro de un ejemplo de ruido.

En relación al espectro, y derivado de su periodicidad y lo anteriormente expuesto para ondas complejas periódicas, las ondas periódicas producidas por los pliegues vocales contienen la frecuencia de vibración de estos, conocida por frecuencia fundamental, y todos sus múltiplos (o armónicos). Las amplitudes de estos armónicos disminuyen con la frecuencia a razón de 12 dB por cada duplicación del valor de la frecuencia (octava). En la figura 16 se puede ver un ejemplo de onda glotal periódica y su respectivo espectro.

La figura 17 presenta un ejemplo de la onda correspondiente al flujo turbulento. En este caso no se pueden identificar armónicos, hay un continuo de componentes con amplitud muy próxima.

FILTRO

El sonido generado por la fuente, o fuentes, sonora es alterado por el tracto vocal que, como vimos en la sección sobre resonancia, al delimitar y definir la forma de una columna de aire actúa como un filtro acústico.

El espectro del sonido modificado por el tracto es el producto del espectro de la fuente por la respuesta en frecuencia del tracto vocal.

Como el tracto vocal puede adoptar diferentes configuraciones, resultado de alteraciones en el posicionamiento de articuladores como la lengua, tendremos diferentes ondas sonoras o sonidos, y estos estarán caracterizados por diferentes espectros.

En la figura 18 se presentan, a título ilustrativo, espectros de una onda glotal y de un filtro correspondiente a una vocal, así como el espectro resultante, correspondiente a una vocal.

En las referencias (8) y (11) puede encontrarse más información acerca de cómo este concepto básico se aplica a los diferentes sonidos.

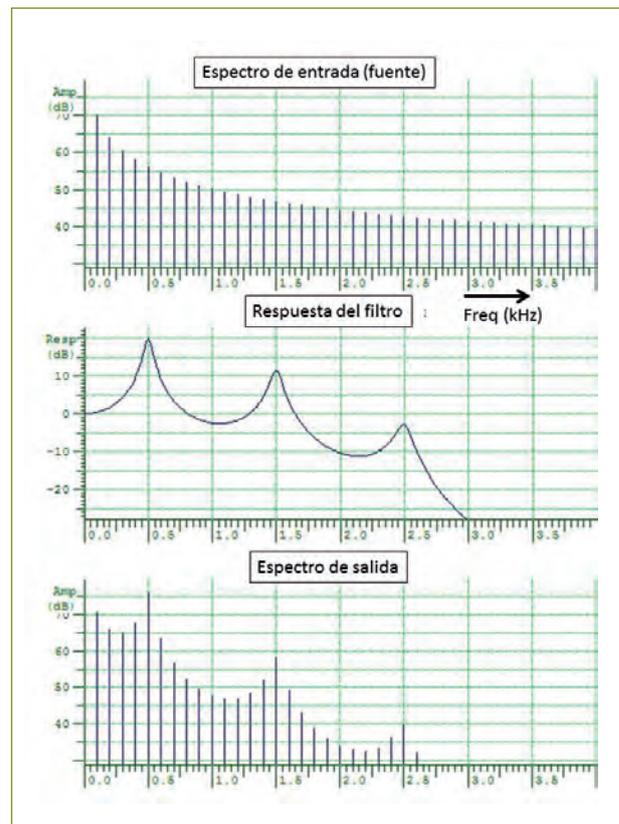


Figura 18

Ilustración del espectro de la fuente y filtro para una vocal. En la parte superior, el espectro correspondiente a una fuente glotal periódica; en el medio, el espectro del filtro correspondiente al tracto vocal; en la parte inferior, el espectro de la señal de voz correspondiente.

EL OÍDO HUMANO COMO RECEPTOR DE ONDAS SONORAS

La audición se basa en el principio de la resonancia. Oímos un sonido porque la propagación de la onda en el aire llega al oído externo y desplaza una pequeña membrana, el tímpano. Este movimiento se transmite a un sistema de palancas compuesto por 3 osículos que, a su vez, transmiten la fuerza a la ventana vestibular (oval) de la cóclea (2). Los movimientos de la ventana oval son de menor amplitud

que los del tímpano, pero la presión se amplifica cerca de 22 veces permitiendo vencer la inercia del líquido (12). La vibración de la ventana oval se propaga al medio líquido.

En el interior de la cóclea, la membrana basilar presenta diferentes propiedades elásticas a lo largo de su extensión (la extremidad junto a la ventana oval es mucho más rígida que la extremidad opuesta) y, en consecuencia, cada segmento de la membrana presenta resonancia a diferentes frecuencias: mientras que la extremidad de la ventana oval vibra a frecuencias muy altas, la otra extremidad vibra a frecuencias muy bajas. El medio líquido, con mayor densidad, permite una mejor separación espacial de las frecuencias en un área más compacta (12).

El órgano de Corti se asienta en la membrana basilar y sujeta los receptores mecánicos que responden a las vibraciones de la membrana, constituyendo así el receptor final, y transductor, de las vibraciones que alcanzan el oído, convirtiéndolas en impulsos eléctricos que podrán llegar y ser procesados por el sistema nervioso (13). La principal función de este es traducir la vibración basilar vertical en movimiento de los estereocilios y desencadenar impulsos para el procesamiento auditivo central. La acción combinada de la membrana y el órgano de Corti crea un análisis espectral de la onda sonora recibida, permitiendo al córtex auditivo el análisis de patrones de frecuencia, proceso esencial para la descodificación del contenido comunicativo de las ondas sonoras. Más detalles sobre este proceso, fuera del ámbito de este capítulo, pueden encontrarse por ejemplo en W. A. Mackay (12).

Se puede acceder fácilmente a una simulación de los procesos descritos utilizando CochSim, en <http://www.phon.ucl.ac.uk/resource/cochsim/>, una aplicación interactiva para demostrar cómo la cóclea analiza los sonidos. En la figura 19 se muestra un ejemplo relacionado con las ondas periódicas simples en la entrada de la cóclea.

El oído, en su conjunto, es un extraordinario detector, capaz de percibir ondas sonoras de bajísima intensidad. El sonido más tenue que normalmente puede detectar, denominado umbral de audición, tiene una intensidad de $1 \cdot 10^{-12} \text{ W/m}^2$, correspondiente a un sonido que desplazaría las partículas del aire a tan solo una billonésima parte de un centímetro. El sonido más intenso que el oído puede recibir sin sufrir daños es más de un billón (¡1 con 12 ceros!) de veces más intenso que este umbral auditivo.

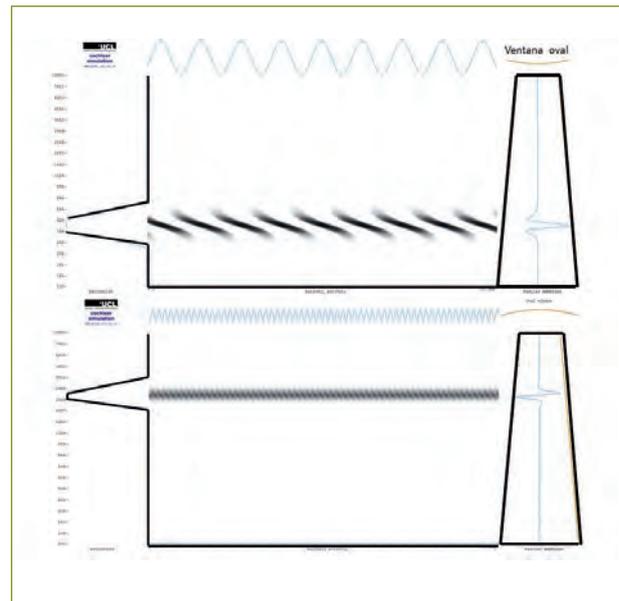


Figura 19

Dos ejemplos de simulación de la respuesta de la membrana basilar y células ciliadas (*hair cells*) a ondas sinusoidales de diferentes frecuencias (más elevada abajo). En las figuras, en el lado derecho se muestra una representación estilizada de la membrana que contiene información, en su parte superior, sobre la ventana oval (en la figura en una posición estática, pero en la simulación vibrando). En la parte central se muestra información de la respuesta a lo largo del tiempo de las células. En la figura es nítida la vibración de diferentes zonas de la membrana en respuesta a diferentes frecuencias de vibración en la ventana oval. Ejemplos creados con el programa CochSim de UCL (<http://www.phon.ucl.ac.uk/resource/cochsim/>).

Debido a que la gama de intensidades es tan amplia, la escala normalmente usada para expresar intensidad se basa en múltiplos de 10 y recurre al uso de los logaritmos para tener valores en una gama más reducida. Se trata de una escala relativa, usando la relación entre la intensidad (I) y una intensidad de referencia (I_{ref}), en general, el umbral auditivo. Un Bel, la unidad de esta escala, se define como $1 \text{ Bel} = \log_{10}(I/I_{ref})$. Esta unidad es demasiado grande y por eso, en la práctica, se usa un décimo de Bel, unidad conocida como decibel (dB) (14, p.225) y que vale: $1 \text{ dB} = 10 \log_{10}(I/I_{ref})$.

En esta escala, el umbral de audición corresponde a 0dB; un sonido con intensidad diez veces mayor corresponde a 10dB; un sonido 100 veces más intenso tendrá un nivel de 20dB; etc.

ONDAS Y EL MUNDO DIGITAL

Además del análisis de las ondas sonoras por parte del oído, en muchas ocasiones interesa que haya formas de guardar y analizar ondas producidas por diversas fuentes, en especial, las ondas resultantes del proceso de producción de voz por los humanos para, por ejemplo, cuantificar la intensidad de las producciones o calibrar niveles de ruido utilizados en tests de evaluación auditiva. En la actualidad este análisis muchas veces se hace en ordenadores, siendo necesario realizar conversiones que permitan que la onda sea leída, almacenada o transmitida por la máquina.

Los ordenadores y otros equipamientos de la era digital permiten la creación de sonidos que, fácilmente usando altavoces, se transforman en ondas sonoras. Un ejemplo práctico de utilización en el campo de la audiológia son los tests como el de patrones de frecuencia (15) usando estímulos producidos por un ordenador conectado directamente al equipamiento de reproducción de una sala usada para tests de audiológia.

Este proceso de transformación de la onda sonora en un conjunto de números que son interpretables por el ordenador se llama conversión analógica-digital (16); al proceso inverso, de conversión de la información contenida en un ordenador en una onda sonora, se llama conversión digital-analógica (16). Ambas conversiones se realizan de manera muy eficiente en circuitos electrónicos que pueden estar en el interior o exterior de los ordenadores.

MUESTREO

La primera operación a llevar a cabo es el muestreo (16). Este proceso consiste en considerar la onda solo durante algunos instantes de tiempo, y se designa también como observación en tiempo discreto. Está esquematizado en la figura 20.

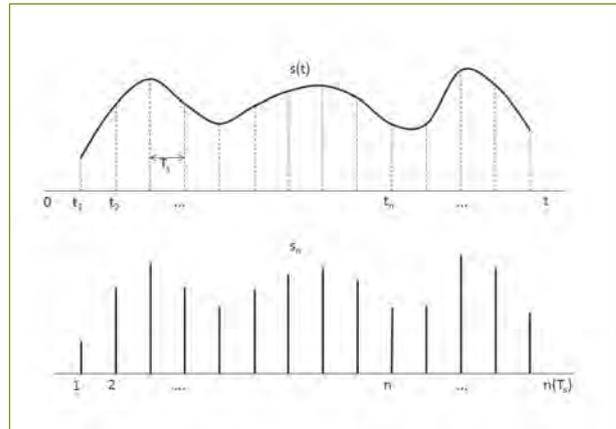


Figura 20

Ejemplo de muestreo de una señal continua.

Una onda continua $s(t)$, que también se designa onda analógica, está representada en la parte superior de la figura 20. La reducción de esta onda en tiempo discreto generalmente se hace en instantes de tiempo igualmente separados $t_1, t_2, \dots, t_n, \dots$ y para cada uno de estos instantes de tiempo se determina el valor de la onda que será $s(t_n) = s_n$, designados muestras de la onda. Al conjunto de estas muestras $s_1, s_2, \dots, s_n, \dots$ se llama señal muestreada y está representado en la parte inferior de la figura. Estas muestras pueden ser representadas numéricamente y el conjunto de los valores numéricos de las muestras constituye lo que se designa como señal digital, que puede ser reconocida por el ordenador.

El intervalo entre muestras T_s se designa intervalo de muestreo y su inverso, el número de muestras por unidad de tiempo, es la frecuencia de muestreo, f_s .

Una observación de la figura muestra que la elección de la frecuencia de muestreo no puede ser aleatoria. De hecho, si es muy alta obliga a grandes cantidades de datos numéricos, pero si es muy baja se pueden perder detalles de la evolución de la señal en el tiempo. Este asunto ha sido intensamente estudiado y va más allá de los objetivos del presente texto. Sin embargo, es importante mencionar las principales conclusiones sobre el muestreo.

Como se ha mencionado en la presentación del muestreo, uno de los problemas que se plantea es el de elegir adecuadamente la frecuencia de muestreo. Si se considera una onda sinusoidal, se puede llegar a la conclusión cualitativa de que para caracterizarla son suficientes dos muestras por periodo, una para la alternancia positiva y otra para la negativa, como se intenta mostrar en la figura 21.

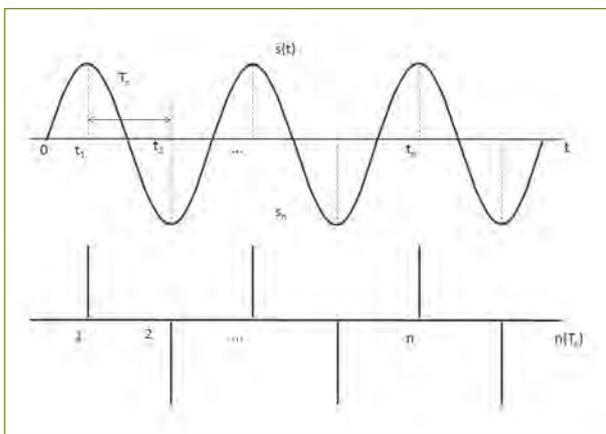


Figura 21

Muestreo de una señal sinusoidal.

Por tanto, una onda sinusoidal de frecuencia f será convenientemente muestreada si se usa una frecuencia de muestreo f_s superior al doble de la frecuencia f , es decir $f_s > 2f$, que equivale a $f < f_s/2$.

Si se considera una onda compleja de banda limitada, todos sus componentes sinusoidales tienen que estar de acuerdo con esta condición por lo que se puede afirmar que

$$f_{\max} < f_s/2 \text{ ou } f_s > 2f_{\max}$$

Esta condición, designada como el teorema del muestreo, exige que la frecuencia de muestreo sea superior a un valor determinado pero sin límite máximo.

Aunque se esté haciendo una presentación meramente cualitativa, es importante resaltar que este resultado está totalmente demostrado desde el punto de vista matemático, resultado que engloba también el hecho de que las muestras obtenidas

de esta manera representen la señal continua y permitan su perfecta reconstrucción.

El incumplimiento de esta condición lleva a situaciones un poco inesperadas. De hecho, si se submuestra una onda sinusoidal de una determinada frecuencia, es decir, se muestrea a una frecuencia inferior al doble de su frecuencia, se da origen a un conjunto de muestras que es igual al de otra onda sinusoidal de frecuencia más baja. El proceso de muestreo en estas condiciones genera resultados que hacen que las muestras no representen la onda original. Este fenómeno relacionado con el muestreo se suele denominar con la palabra inglesa *aliasing*, que se traduce al español como plegamiento espectral (16).

Para evitar este efecto es necesario tener algún cuidado antes de llevar a cabo el muestreo, que consiste, fundamentalmente, en la eliminación de frecuencias superiores a un determinado valor (mitad de la frecuencia de muestreo pretendida). Este tipo de operación se llama genéricamente filtrado, y se puede realizar en un circuito electrónico específico (filtro *anti-aliasing*) o puede estar ya incluido en un amplificador de señal.

BIBLIOGRAFÍA

1. Titze, I. "Generation and Propagation of Sound", *Principles of Voice Production*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall; 1994, pp. 112-135.
2. Ladefoged, P. "Sound Waves", *Elements of Acoustic Phonetics*. 2ª ed. Chicago: The University of Chicago Press; 1996, pp. 1-13.
3. Titze, I. "Vocal Fold Oscillation", *Principles of Voice Production*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall; 1994, pp. 80-111.
4. McClellan, J. H., Schafer, R. W., Yoder, M. A. "Sinusoids", *DSP First - A Multimedia Approach*. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hall; 1998, pp. 9-47.
5. McClellan, J. H., Schafer, R.W., Yoder, M. A. "Spectrum Representation", *DSP First - A Multimedia Approach*. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hal; 1998, pp. 48-82.
6. Ladefoged, P. "Wave Analysis", *Elements of Acoustic Phonetics*. 2ª ed. Chicago: The University of Chicago Press; 1996, pp. 36-56.

7. Ladefoged, P. "Resonance", *Elements of Acoustic Phonetics*. Chicago: The University of Chicago Press; 1996, pp. 57-73.
8. Titze, I. "The Source-Filter Theory of Vowels", *Principles of Voice Production*. Englewood Cliffs, NJ: Prentice Hall; 1994, pp. 136-168.
9. Fant, G. *Acoustic Theory of Speech Production*. The Hague: Mouton; 1970, pp. 15-21.
10. Ladefoged, P.; Maddieson, I. *The Sounds of the World's Languages*. Wiley-Blackwell; 1996.
11. Ladefoged, P. "The Production of Speech", *Elements of Acoustic Phonetics*. Chicago: The University of Chicago Press; 1996, pp. 92-113.
12. Mackay, W. A. "O Ouvido e a Cóclea", *Neurofisiologia Sem Lágrimas*, 4th ed., Lisboa: Fundação Calouste Gulbenkian, 2009. Traducción al portugués de "Neuro 101: Neurophysiology without Tears", 4^a ed, Toronto: Sefalotek Ltd, 2003.
13. Ladefoged, P. "Hearing", *Elements of Acoustic Phonetics*. Chicago: The University of Chicago Press; 1996, pp. 74-91.
14. Morse, P. M. *Vibration and Sound*. Acoustical Society of America, 1991.
15. Musiek, F. E. Frequency (Pitch) and duration pattern tests. *J Am Acad Audiol*, 1994; 5: 265-268.
16. McClellan, J. H.; Schafer, R. W.; Yoder, M. A. "Sampling and Aliasing", *DSP First - A Multimedia Approach*. Upper Saddle River, NJ: Prentice Hal; 1998, pp. 83-118.

CAPÍTULO 4
DESARROLLO EVOLUTIVO
DE LA AUDICIÓN
Y DEL LENGUAJE

4. DESARROLLO EVOLUTIVO DE LA AUDICIÓN Y DEL LENGUAJE

MANUEL MANRIQUE RODRÍGUEZ* Y ALICIA HUARTE IRUJO

INTRODUCCIÓN

El sistema auditivo está sujeto a un proceso de desarrollo que afecta tanto a sus elementos más periféricos como a las vías y centros que lo integran a nivel del sistema nervioso central. Este proceso, que tiene su comienzo en el momento de la concepción, va a prolongarse hasta aproximadamente los 12 años de vida posnatal. A continuación, desde la periferia hasta llegar a un nivel central, se desglosarán los cambios que se producen en los diferentes elementos de la vía auditiva durante este proceso de maduración del sistema auditivo.

DESARROLLO DEL OÍDO EXTERNO

El pabellón auricular, que inicia su desarrollo embriológico hacia la 5ª semana de vida gestacional, en la 20ª semana ya ha adquirido la forma de la oreja de un adulto y habrá que esperar hasta los 9 años de vida posnatal para que alcance el tamaño final del adulto. El conducto auditivo externo también inicia su desarrollo hacia la 5ª semana gestacional, de manera que hacia la 21ª semana su luz se encuentra del todo permeable. No obstante, el conducto auditivo externo no alcanzará su forma y tamaño definitivo hasta los 7 años de vida posnatal. Es importante considerar estos factores anatómicos en el desarrollo de estas estructuras del oído externo, a la hora de proceder a la selección y adaptación de audífonos en aquellos niños que lo requieran por padecer una hipoacusia en este periodo de la vida.

DESARROLLO DEL OÍDO MEDIO

La formación del oído medio comienza hacia el 50º día de la vida embrionaria. La membrana timpánica, en la 19ª semana gestacional, ya tiene la forma de un adulto, a los 4 meses de vida posnatal mantiene la orientación espacial

final y a los 3 años presenta la forma y tamaño definitivos. Los huesecillos, el martillo, el yunque y el estribo, en la 20ª semana gestacional muestran el tamaño que posteriormente se observará en el adulto. Su proceso de osificación habrá finalizado hacia las 32 semanas de gestación y, antes del nacimiento, presentarán el tamaño y forma definitivos. En cuanto a los espacios que conforman el oído medio, señalar que la caja timpánica finaliza su neumatización en la 33ª semana gestacional, a excepción de una parte de la misma, el epitímpano o ático, que lo hace durante la 37ª semana. La mastoidea inicia su neumatización en la 34ª semana de gestación y finalizará este proceso entre los 10 y 14 años de vida posnatal. Todos estos cambios tienen una gran relevancia para explicar la fisiopatología de una serie de enfermedades que afectan al oído medio durante la infancia y también tienen sus implicaciones cuando, por diferentes razones, se trata de abordar quirúrgicamente esta región.

DESARROLLO DEL OÍDO INTERNO

La placoda auditiva, germen de lo que posteriormente será el oído interno, está presente en la 3ª semana de gestación. A lo largo de la vida embrionaria irá evolucionando, de forma que hacia la 20ª semana gestacional habrá dado lugar a una cóclea con la forma y el tamaño que le corresponden a un adulto. Este dato es así mismo relevante a la hora de establecer en qué momento se puede llevar a cabo la inserción de un implante coclear. Como queda expuesto, ya en el momento del nacimiento, la cóclea presentará una forma y tamaño semejantes a las que se podrán hallar en una persona adulta.

DESARROLLO DE LA VÍA Y CENTROS AUDITIVOS PRETALÁMICOS

La primera parte de la vía auditiva, a nivel central, está integrada en el tronco del encéfalo. Los cuerpos de las diferentes

* Manuel Manrique. Departamento de ORL, Clínica Universidad de Navarra. Av. Pío XII nº 36, 31008 Pamplona, España. Teléfono: 948 255 400. Ext. 4651. E-mail: mmanrique@unav.es

neuronas que conforman los centros de esta parte de la vía auditiva están presentes en la 20ª semana de gestación, siendo su tamaño reducido (1). En las diez semanas posteriores, estos somas neuronales experimentan un desarrollo en su forma y tamaño que les hace asemejarse a los de un adulto. Más tarde, hasta el primer año de vida, momento en el que se considera finalizada su maduración, solo se producirán mínimos cambios en su desarrollo. La mielinización de las neuronas también está sujeta a un progresivo desarrollo. En la 20ª semana gestacional, las neuronas situadas en los distintos centros que integran la vía auditiva en el tronco del encéfalo, muestran un cierto esbozo de mielina en torno a sus prolongaciones axonales (2, 3). El proceso de mielinización de la vía auditiva pretalámica finaliza en el primer año de vida postnatal, momento en el que se puede constatar, a través de los potenciales evocados auditivos, cómo las respuestas en ellos recogidas tienen una amplitud y latencia similares a las detectadas en un adulto (4, 5).

DESARROLLO DE LA VÍA Y CENTROS AUDITIVOS POSTALÁMICOS

La vía auditiva postalámica y en especial la corteza auditiva primaria se ve sujeta a un proceso de desarrollo más amplio en el tiempo, influyendo en él, como veremos más adelante, el grado de estimulación auditiva que reciba desde la periferia. La corteza auditiva es relativamente inmadura en el periodo perinatal y sufre importantes cambios madurativos durante los años de la infancia. Entre la 22ª a la 24ª semanas de gestación la corteza de la superficie superior del lóbulo temporal (áreas 41, 42 y 22 de Brodmann) está formada por la capa I, escasamente celular y una base densamente celular cortical. En el momento del nacimiento, la corteza ha doblado aproximadamente su espesor y es posible identificar las láminas II y IV, dada la mayor concentración de neuronas pequeñas e intensamente teñidas, tal y como ha sido previamente descrito por Kremptotic-Nemancic (6) y Moore (7).

Entre los 2 y 3 años de vida, el espesor de la corteza es aproximadamente el doble que al nacimiento. Las neuronas han aumentado su tamaño y la densidad celular es mucho menor que en el periodo perinatal. El incremento significativo del volumen del neuropilo refleja presumiblemente el crecimiento de los axones y las prolongaciones dendríticas. Además, ya se ha producido la diferenciación neuronal hasta

el punto de que se reconocen con facilidad las seis capas básicas de la corteza. No existen cambios obvios en la apariencia de las neuronas individuales o en la organización laminar entre los 3 y los 12 años de edad. A pesar de que las tinciones histológicas habituales del córtex no muestran cambios significativos después de los 2 a los 3 años de edad, cuando se estudia la maduración axónica la visión es diferente. En el periodo prenatal y alrededor del momento del nacimiento, solo se encuentran axones con neurofilamentos en la capa marginal. Estos axones comienzan a aparecer en la 24ª semana gestacional, pero son bastante numerosos en el momento del nacimiento. Entre los 2 y 3 años, se observan axones con neurofilamentos en las capas profundas del córtex (capas IIIc, IV, V y VI). Como estos axones de las capas más profundas incluyen fibras aferentes talámicas, parece que los estímulos de niveles inferiores del sistema auditivo alcanzan la corteza cerebral a esta edad.

A la edad de 12 años, se observa una gran densidad de axones con neurofilamentos maduros también en las capas superficiales de la corteza (capa II, IIIa y IIIb). El aumento de la densidad de axones maduros, particularmente en las capas superficiales del córtex, presumiblemente refleja la complejidad creciente de las conexiones intracorticales. Los potenciales evocados auditivos corticales proporcionan una fuente de información compleja y rica sobre los niveles superiores de activación provocados por la estimulación auditiva. Se presume que los potenciales evocados auditivos con latencias mayores o iguales de 20 milisegundos se originan en generadores nerviosos situados en el tálamo y córtex. Representan la suma de la activación auditiva solapada temporalmente de quizá tres o más vías aferentes, al menos parcialmente paralelas (8, 9).

En varios estudios se ha demostrado que los potenciales evocados auditivos, presumiblemente originados en estructuras talámicas y corticales, pueden ser registrados en neonatos e incluso en niños prematuros (10, 11). En los niños de hasta 5 años de edad, los llamados potenciales evocados auditivos obligatorios (registrados tras la presentación repetitiva de un único estímulo) con latencias de hasta aproximadamente 150-200 ms, son dominados por amplios picos positivos (10, 12). Las latencias de estos picos de potenciales evocados auditivos disminuyen con la edad, lo que refleja el incremento progresivo en la velocidad de conducción de la fibra nerviosa y, además, se incrementan en eficiencia sináptica (13).

Los cambios descritos durante el progresivo desarrollo de la vía y centros auditivos se centran básicamente en los primeros diez años de la vida, alcanzando un especial dinamismo durante los cinco primeros. Es en este periodo de tiempo cuando el cerebro presenta una mayor plasticidad neural, o dicho de otra forma, cuando el sistema nervioso central tiene la mayor capacidad para variar su patrón de desarrollo de acuerdo a las condiciones ambientales. En definitiva, todo ello nos lleva a definir que los procesos de remodelación del sistema nervioso ocurren preferentemente en determinadas edades de la vida, encuadradas dentro de lo que se ha venido denominando periodos críticos.

Aunque, como ya hemos señalado, el normal desarrollo de las vías y centros auditivos indica que el periodo crítico auditivo abarca los primeros diez años de vida, con especial relevancia de los cinco primeros, existen datos experimentales, basados en el estudio de los efectos producidos tras la deaferentización auditiva de distintas especies animales, que ilustran de una forma muy clara la existencia de estos periodos de tiempo de alta plasticidad neural auditiva. Powell (14), Hashisaki (15) y Pasic (16), entre otros autores, produjeron una destrucción de la cóclea de diferentes animales adultos, observando tras ello la no aparición de muerte neuronal a nivel de los núcleos cocleares y sí una reducción de un 14 al 18% de la superficie de los somas neuronales a expensas del tamaño del citoplasma. El primero de ellos también señaló una disminución de un 34% en el volumen de los núcleos cocleares situados a nivel del tronco cerebral. La misma experiencia fue reproducida en neonatos, por autores como Hashisaki (15), Trune (17), Moore (18), Pasic (16) y Steward (19), apreciando muerte neuronal a nivel de los núcleos cocleares en porcentajes que oscilaron entre 25 y 50%, dependiendo de que el momento de deaferentización se acercara menos o más al nacimiento. Hashisaki (15) también señala una reducción del 58% de la superficie de los somas neuronales a nivel de los núcleos cocleares. Por otra parte, Perier (20) indica una disminución del 40% de las sinapsis en el córtex cerebral auditivo de ratones con degeneración temprana del órgano de Corti.

Llegados a este punto, en el que conocemos los efectos que produce una privación auditiva en función del momento en que se presenta, cabría preguntarse en qué medida la reintroducción de estimulación de la vía auditiva es capaz

de reparar las lesiones descritas. Born y Rubel (21) afirman que la aplicación de un estímulo eléctrico y su mantenimiento en fases muy iniciales, a partir de la deaferentización, es capaz de prevenir los cambios que se producen en las diferentes neuronas que integran la vía auditiva. En fases más tardías no se ha demostrado reversibilidad al reintroducir la estimulación eléctrica.

A modo de resumen y como conclusión de estas experiencias, se podría afirmar que en sujetos recién nacidos que no reciben una adecuada estimulación de la vía y centros auditivos, se producirán lesiones irreparables, a no ser que precozmente se reintroduzca de nuevo una estimulación que mantenga una actividad eléctrica en el sistema auditivo, permitiendo un adecuado desarrollo de su plasticidad neural durante su periodo crítico.

DESARROLLO EVOLUTIVO DE LA AUDICIÓN

Con la finalidad de describir los cambios evolutivos que se producen en la audición durante su desarrollo, clasificaremos los hallazgos de acuerdo al tipo de información auditiva que es procesada.

SENSIBILIDAD AUDITIVA

Se han realizado una serie de estudios encaminados a determinar los umbrales mínimos de audición en diferentes grupos de población clasificados en función a su edad. En general, se evidencia un efecto de la edad sobre dichos umbrales, de forma que los niños de 3 meses de edad tienen umbrales más elevados que los niños de 6 meses y un año, y los umbrales de estos niños son aún más altos que los apreciados en los adultos. En el rango de las frecuencias conversacionales (250-8.000 Hz), en una población de niños de 3 meses de vida, los umbrales se sitúan entre los 30 y 50 dB SPL. A los 6 meses de edad están comprendidos entre 10 y 30 dB, no variando sustancialmente al año de edad (22). Entre los 3 y 6 meses de vida se producen rápidos cambios en la sensibilidad para detectar sonidos de frecuencias agudas. A partir del primer año de vida la percepción de las frecuencias graves mejora de forma relevante.

PROCESAMIENTO FRECUENCIAL

Son dos los aspectos que pueden ser analizados en el procesamiento frecuencial: la selectividad y la discriminación.

La selectividad frecuencial consiste en la capacidad para diferenciar un determinado tono en un ambiente de ruido de fondo, compuesto por sonidos de otras frecuencias. Esta facultad madura rápidamente en los niños, de manera que a la edad de seis meses tienen la misma selectividad frecuencial que los adultos (23, 24). Esto es incluso así para niños de tres meses, exceptuando las frecuencias agudas.

La discriminación frecuencial puede ser definida como la capacidad de diferenciar entre dos sonidos de distintas frecuencias, presentados secuencialmente en el tiempo. La capacidad para diferenciar tonos, en el rango de frecuencias conversacionales, es sensiblemente menor en los niños de tres meses que en los de un año, y en estos respecto a los adultos (25).

PROCESAMIENTO TEMPORAL

Se refiere a la capacidad para apreciar cambios en la forma de la onda sonora en el tiempo, incluyendo la aparición de interrupciones, fluctuaciones de energía y variaciones en la duración. En general, los niños progresan en esta capacidad a lo largo de los primeros 8-10 años de vida, momento en el que alcanzan resultados semejantes a los detectados en adultos (26, 27).

PROCESAMIENTO BINAURAL

Las ventajas de oír por los dos oídos son evidentes, no solo en lo que se refiere a la localización de los sonidos, sino también por la facilidad para extraer una señal sonora en un ambiente de ruido. La capacidad para localizar sonidos está presente a los 6 meses de vida y mejora sustancialmente desde esta edad hasta los 18 meses. Sin embargo, los resultados no son equiparables a los apreciados en los adultos hasta los 10-12 años de edad (28). Respecto a la capacidad para extraer determinadas señales sonoras en un contexto ruidoso, es hacia los 5 años de vida cuando los resultados son equiparables a los apreciados en los adultos (29).

AUDICIÓN Y LENGUAJE

El proceso de adquisición del lenguaje en el niño es un proceso progresivo e ininterrumpido, en el que influye la maduración del sistema neurosensorial y motor, y que, a su vez, tiene una gran repercusión sobre el desarrollo cognitivo, afectivo y social del niño.

Antes de comenzar a desarrollar el lenguaje propiamente dicho, el niño presenta una discriminación auditiva hacia el entorno sonoro que actúa como elemento precursor del lenguaje.

Las reacciones conductuales del bebé ante el sonido se dan en los primeros meses de vida, donde se observan procesos de atención selectiva ante dichos sonidos. Así, el bebé responde disminuyendo el ritmo de succión del chupete cuando se presenta un estímulo acústico determinado; sin embargo, este ritmo de succión se modifica, acelerándose, si se presenta a continuación otro estímulo acústico diferente (30).

Además, el niño, al percibir los estímulos verbales del entorno, reacciona frente a ellos, cesando de llorar, por ejemplo, cuando alguien habla (31). También, a partir de la 6-7 semanas de vida, el bebé es capaz de distinguir entre las distintas entonaciones del adulto, por lo que varía su estado afectivo dependiendo del patrón entonativo que se le presente, bien sea de enfado, por lo que el niño llora, o bien de alegría, por lo que el niño ríe.

Durante los cuatro primeros meses de vida, el bebé inicia su comunicación social respondiendo a gestos y palabras del adulto con una sonrisa. Comienza vocalizaciones casi reflejas, tales como gritos, bostezos, suspiros y sonidos casi vocálicos. Posteriormente comienza la etapa del balbuceo rudimentario con vocalizaciones arcaicas, definidas como secuencias fónicas con esquemas melódicos en su mayoría descendentes (32). La función de dichas vocalizaciones es explorar las posibilidades del tracto vocal y controlar el mecanismo de producción. El niño disfruta y le produce placer realizar estas emisiones. Paulatinamente, a partir de los 3 meses de edad, el niño prolonga la duración de dichas vocalizaciones e incrementa su número, así como el rango frecuencial de las mismas, tanto hacia frecuencias graves como agudas. También modifica ritmos y juega con su voz,

produciendo inflexiones con la misma. Estos incrementos en el balbuceo están relacionados directamente con el refuerzo social que se le presenta al niño (33).

A partir de los 5 meses se pasa de un balbuceo rudimentario a un balbuceo canónico, en el que el niño emite un conjunto articulatorio compuesto por un sonido vocálico de mayor energía y un sonido consonántico (CV), por ejemplo /ma/. Progresivamente, el niño va reduplicando dichas sílabas idénticas /mamama/ y con el paso del tiempo, va diversificando dichas reduplicaciones, tanto en relación a las vocales /mamoma/ como a las consonantes /mamapa/. En general, en lo referente a las consonantes se comienza por las oclusivas sordas /p, t, k/ y evolucionan hacia las oclusivas sonoras /b, d, g/ (34).

A continuación, hacia los 9 meses de edad, se comienza la etapa del balbuceo mixto, formado por elementos significativos y sílabas no reconocibles (35).

Si bien más adelante se tratará con más detalle el desarrollo de la etapa lingüística, de forma resumida se puede decir que es a partir de los 12-15 meses de edad cuando las palabras adquieren significación.

Estas primeras palabras están formadas por 2 sílabas idénticas formadas por una consonante y una vocal, cuya primera función es la de designar. En este estadio, el adulto necesita conocer el contexto para interpretar correctamente estas primeras palabras, porque el niño usa una misma palabra en un contexto determinado, con múltiples significados. En principio, la base léxica del lenguaje del niño va a codificar objetos familiares y personas del entorno, los estados y cambios de estado de estos objetos y personas y, por último, las acciones sobre los objetos. En la medida en que el niño perciba las diferencias de las distintas situaciones y los objetos será capaz de adquirir otras palabras. Entre los 16-18 meses de edad incrementa su vocabulario en 50 palabras y es a partir de este número de elementos cuando es capaz de iniciar la combinación de 2 palabras para iniciar la holofrase. Hacia los 20 meses de edad su vocabulario es aproximadamente de 100 palabras, incrementándose a 300 palabras a los 24 meses, y a esta edad comienza a preguntar por el nombre de los objetos de su entorno. A los 3 años de edad ha adquirido aproximadamente 1.000 palabras y usa enunciados de más de 2 palabras con estilo telegráfico (36). El niño marca la posición de una palabra

en los enunciados del adulto y tiende a usarlas en el mismo contexto. Del mismo modo tiende a generalizar reglas aplicándolas a situaciones nuevas, con lo que utilizará “ha ponido” en vez de “ha puesto”, “vinió” en lugar de “vino”. Además, va a comenzar a usar la estructura morfosintáctica básica de sujeto, verbo y complemento de objeto dando sentido a la frase. En esta edad comprendida entre los 3 y 6 años, el niño domina la estructura fundamental de la lengua materna y es capaz de hacer su habla inteligible, pero no significa que ha terminado su proceso de adquisición de lenguaje, sino que debe continuar profundizando en las diferentes áreas lingüísticas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Perazzo, L. M.; Moore, J. K. Ontogeny of the human brainstem auditory nuclei. *Assoc Res Otolaryngol Abstr* (1991), 14: 21.
2. Moore, J. K.; Guan, Y.-L.; Shi, S.-R. Axogenesis in the human fetal auditory system, demonstrated by neurofilament immunohistochemistry. *Anatomy and Embryology* (1997), 195: 15-30.
3. Rorke, L. B.; Riggs, H. E. *Myelination of the Brain in the Newborn*. Lippincott, Philadelphia, 1969.
4. Teas, D. C.; Eldridge, D. H.; Davis, H. Cochlear responses to acoustic transients: an interpretation of whole-nerve action potentials. *J Acoust Soc Am* (1962), 34: 1438-1459.
5. Don, M.; Eggermont, J. J. Analysis of the click-evoked brainstem potentials in man using high-pass noise masking. *J Acoust Soc Am* (1978), 63: 1084-1092.
6. Krmptotic-Nemanic, J.; Nemanic, D.; Kostovic, I. Prenatal and perinatal development of radial cell columns in the human auditory cortex. *Acta Otol* (1984), 97: 489-495.
7. Moore, J. K.; Guan, Y.-L.; Wu, B. J.-C. Maturation of human auditory cortex: Laminar cytoarchitecture and axonal ingrowth. *Assoc Res Otolaryngol Abstr* (1997b), 20: 28.
8. Vaughan, H.; Arezzo, J. The neural basis of event-related potentials, en Picton, T. W. (ed.), *Human Event-related Potentials*, Elsevier Science Publishers, Amsterdam, 1988, pp. 45-96.
9. Näätänen, R.; Picton, T. W. The N1 wave of the human electric and magnetic response to sound: a review and

- analysis of the component structure. *Psychophysiol* (1987), 24: 375-425.
10. Barnett, A.; Ohlrich, E.; Weiss, I.; Shanks, B. Auditory evoked potentials during sleep in normal children from ten days to three years of age. *Electroenceph Clin Neurophysiol* (1975), 39: 29-41.
 11. Cheour, M.; Alho, K.; Ceponiene, R.; Reinikainen, K.; Sainio, K.; Pohjavuori, M.; Aaltonen, O.; Naatanen, R. Maturation of mismatch negativity in infants. *Int J Psychophysiol* (1998), 29: 217-226.
 12. Courchesne, E. Neurophysiological correlates of cognitive development: Changes in long-latency event-related potentials from childhood to adulthood. *Electroenceph Clin Neurophysiol* (1978), 45: 468-482.
 13. Eggermont, J. J. On the maturation of sensory evoked potentials. *Electroenceph Clin Neurophysiol* (1988), 70: 293-305.
 14. Powel, T. P. S.; Erulkar, S. D. Transneuronal cell degeneration in the auditory relay nuclei of the cat. *J Anat (Lond)* (1962), 96: 249-268.
 15. Hashisaki, G.; Rubel, E. W. Effects of unilateral cochlear removal on anteroventral cochlear nucleus neurons in developing gerbils. *J Comp Neurol* (1989), 283: 465-473.
 16. Pasic, T. R.; Rubel, E. W. Rapid changes in cochlear nucleus cell size following blockage of auditory nerve electrical activity gerbils. *J Comp Neurol* (1989), 283: 474-480.
 17. Trune, D. R. Influence of neonatal cochlear removal on the development of mouse cochlear nucleus. I. Number, size and density of its neurons. *J Comp Neurol* (1982), 209: 409-424.
 18. Moore, D. R. Auditory brainstem of the ferret: early cessation of developmental sensitivity to cochlear removal in the cochlear nucleus. *J Comp Neurol* (1990), 302: 810-823.
 19. Steward, O.; Rubel, E. W. Afferent influences on brainstem auditory nuclei of the chicken: cessation of aminoacid incorporation as an antecedent to age-dependent transneuronal degeneration. *J Comp Neurol* (1985), 231: 385-395.
 20. Perier, O.; Alegria, J.; Buysse, M.; D'Alimonte, G. *et al.* Consequences of auditory deprivation in animals and humans. *Acta Otolaryngol (Stockh)* (1984); Suppl 411: 60-70.
 21. Born, D. E.; Rubel, E. W. Afferent influences on brain stem auditory nuclei of the chicken: presynaptic action potentials regulate protein synthesis in nucleus magnocellularis neurons. *J Neurosci* (1988), 8: 901-919.
 22. Olsho, L. W.; Koch, E. G.; Carter, E. A.; Halpin, C. F.; Spetner, N. B.; Pure-tone sensitivity of human infants. *J Acoustic Soc Am* (1988), 84: 1316-1324.
 23. Bargones J. Y.; Burns E. M. (1988). Suppression tuning curves for spontaneous otoacoustic emissions in infants and adults. *J Acoust Soc Am* (1988), 83: 1809-1816.
 24. Folsom, R. C.; Wynne, M. K. Auditory brain stem response from human adults and infants: wave V tuning curves. *J Acoust Soc Am* (1987), 81: 412-417.
 25. Olsho L. W.; Koch, E. G.; Halpin, C. F. Level and age effects in infant frequency discrimination. *J Acoust Soc Am* (1987), 82: 454-464.
 26. Wermer, L. A.; Marean, G. C.; Halpin, C. F., Spetner, N. B., Gillenwater, J. M. (1992). Infant auditory temporal acuity: gap detection. *Child Dev* (1992), 63: 260-272.
 27. Eifenbein, J. L.; Small, A. M.; Davis, J. M. Developmental patterns of duration discrimination. *J Speech Hear Res* (1993), 36: 842-849.
 28. Cranford, J.; Morgan, M.; Scudder, R.; Moore, C. Tracking of "moving" fused auditory images by children. *J Speech Hear Res* (1993), 36: 424-430.
 29. Hall, J. W.; Grose J. H. The masking-level difference in children. *J Am Acad Audiol* (1990), 1: 81-88.
 30. Mehler, J.; Jusczyk, P. W.; Lambertz, G.; Halsted, N. Language acquisition in young infants. *Cognition* (1988), 29, 144-178.
 31. Menyuk, P. *Language and Maturation*. Harvard University Press, Cambridge, 1977.
 32. Koopmans Van Beinum, F.; Van Der Stelt, J. Early stage in infant speech development. *Proceedings Instituut voor Fonetik*, Amsterdam (1979), 5: 30-43.
 33. Stark, R. E. Stages of speech development in the first year, en Yeni-Komshiam, G.; Kavanag, J. F.; Ferguson, C. A. (eds), *Child Phonology*, vol. 1. Production. Academic Press, Nueva York, 1980.
 34. Oller, D. K.; Eilers, R. The role of audition in babbling. *Child Development* (1988), 59, 441-449.
 35. Konopczynsky, G. *Le langage émergent. Caractéristiques rythmiques*. Buske Verlag, Hamburgo, 1990.
 36. Menyuk, P. *Language development. Knowledge and use*. Scott, Foresman, Boston, 1988.

CAPÍTULO 5
EXPLORACIÓN SUBJETIVA
DE LA AUDICIÓN

5.1. LA ACUMETRÍA

HÉCTOR VALLÉS VARELA*

INTRODUCCIÓN

En la actualidad, definimos la acumetría como la evaluación clínica de la capacidad auditiva del paciente sin utilizar dispositivos electro-acústicos.

El término fue acuñado por Itard, quien en 1821 diseña y publica uno de los primeros acúmetros conocidos. Este autor, con su dispositivo, pretendió homogeneizar las valoraciones de la capacidad auditiva de los pacientes que, hasta ese momento, se realizaban utilizando métodos muy diversos y poco comparables.

La acumetría comprende un conjunto de diferentes determinaciones que facilitan una estimación tanto cuantitativa como cualitativa de la función auditiva del sujeto.

El papel que la acumetría desempeña en la actualidad no debe ser subestimado pues resulta de gran ayuda en el diagnóstico del grado de la pérdida y del tipo de hipoacusia, tanto para el médico general, como para el otorrinolaringólogo.

Así, diferentes autores señalan que la acumetría, en la actualidad, es la mejor herramienta en la valoración cualitativa de la hipoacusia en la Medicina de Atención Primaria (1).

Otros autores resaltan la utilidad de la acumetría en el diagnóstico de cuadros tan relevantes como la sordera brusca en la Medicina de Atención Primaria y en los Servicios de Urgencia hospitalaria (2, 3, 4).

CLASIFICACIÓN DE LA ACUMETRÍA

Podemos clasificar las técnicas de acumetría en dos tipos: la acumetría fónica —también llamada verbal— y la acumetría instrumental. La primera es aquella en la que utilizamos

la voz como instrumento de exploración. La segunda es la acumetría realizada mediante sonidos.

ACUMETRÍA VERBAL

Es aquella forma de acumetría en la que se utiliza la voz del explorador como elemento de valoración. Es la forma más clásica de exploración de la capacidad auditiva del paciente.

Juan Naval, en su *Tratado de las Enfermedades de los Oídos* de 1797, ya indica que para valorar una hipoacusia hay que utilizar la voz, observando los resultados de la siguiente manera:

“...el sordo, al hablarle, abre la boca para que el sonido llegue a la oreja a través de la trompa de Eustaquio. Además, inclina la oreja sana al lado que viene la voz y aproximan su oreja a la boca de aquellos que les hablan”.

Esta concepción simplista de la utilización de la palabra para la exploración de la hipoacusia nos ilustra sobre el estado de la acumetría vocal a finales del siglo XVIII. A lo largo del siglo XIX, se desarrolló esta forma de exploración, hasta los términos en que conocemos la acumetría fónica en la actualidad. Según diversos autores (Politzer, Tato y otros), para su realización se utiliza la voz sonora o la voz áfona.

Se denomina voz sonora a aquella que contiene un tono fundamental —que se origina en la laringe— y una serie de tonos armónicos que se originan en las llamadas cavidades de resonancia.

Se denomina voz áfona o cuchicheada a aquella que carece de tono laríngeo fundamental ya que este es sustituido por un soplo de aire espiratorio modulado, al que se suman los armónicos producidos en las cavidades buco-faríngeo-nasales.

*Héctor Vallés Varela, Departamento de Cirugía de la Universidad de Zaragoza. Calle Domingo Miral, s/n. 50009 Zaragoza. E-mail: hvalles@salud.aragon.es

La voz sonora es más grave en el hombre y más aguda en la mujer, y se extiende grosso modo desde los 100 hasta los 1.000 c/seg.

Hay que considerar que el estímulo utilizado, es decir, la palabra, es muy variable ya que el sonido de las vocales y las consonantes, así como el de las diferentes palabras utilizadas, es diferente en frecuencia e intensidad. Cuando se utilizan vocales, la o y la u se consideran graves, mientras que la a, la e y la i se consideran agudas.

En el campo de las consonantes, de más agudas a más graves, pueden clasificarse en silbantes (s, z), labiales (b, p, f), dentales (d, t), linguales (r, l), y nasales (m, n).

Según Wolf, la exploración mediante la palabra abarca hasta 8 octavas: desde el do_2 hasta el do_7 . Este autor editó una tabla de frecuencias e intensidades normales de los diferentes sonidos (tabla 1) en un intento de explicar la diferente percepción de las distintas palabras por un mismo paciente con hipoacusia.

Tabla 1

Tabla de frecuencias e intensidades de los diferentes sonidos vocales, de Wolf

| SONIDOS ARTICULADOS | ALTURA DEL SONIDO FUNDAMENTAL | INTENSIDAD DEL SONIDO LA PERCEPCION SE EFECTUA AÚN A UNA DISTANCIA DE |
|--------------------------------|---|---|
| A | si bemol ₂ | 252 metros (0,70 = un paso). |
| O | si bemol ₃ | 245 — |
| Ei y Ai | — | 238 — |
| E | si bemol ₅ | 231 — |
| I | re ₆ | 210 — |
| Eu | — | 203 — |
| Au | — | 199,5 — |
| Ou | fa ₂ | 19,6 — |
| Sch | fa sostenido ₆ + re ₆ + la ₅ | 140 — |
| S | do ₆ + do ₇ | 122,5 — |
| G y Ch suave | re ₆ | 91 — |
| Ch dura y R palatina | — | 63 — |
| F | la ₅ - la ₅ | 48,9 — |
| K y G dura | re ₅ - re ₅ | 44,1 — |
| T y D | la sostenido ₆ - fa sostenido ₆ | 44,1 — |
| K lingual (sin sonido glótico) | do ₂ + do ₁ + do ₁ + do ₂ | 28,7 — |
| B y P | mi ₃ | 12,16 — |
| H (aspiración reforzada). | — | 8,4 — |

Por todo ello, este tipo de pruebas deberían de realizarse utilizando un material fonético con adecuadas condiciones de familiaridad¹, diferenciación fonética², proporción³ y audibilidad⁴.

La primera lista de palabras fonéticamente equiparadas para el idioma castellano se publicó por Tato y cols. en 1949. No obstante, otros autores, como Alonso, recomiendan utilizar sencillamente palabras muy conocidas para el paciente, como por ejemplo los números del 10 al 100.

Tal como señala Arauz (5) si bien la acumetría verbal ha sido el método más antiguo y el más útil en la exploración funcional auditiva, su gran variabilidad, los avances en la audiometría eléctrica y la aparición de las bases de la moderna logaudiometría, han justificado que la acumetría fónica haya sido utilizada progresivamente con menor frecuencia.

En efecto, Beckers, Anteunis y Dinant estudian el cumplimiento de las recomendaciones del Dutch College of General Practitioners, que incluyen la acumetría vocal entre los test a realizar para el diagnóstico de la hipoacusia y demuestran que la acumetría fónica se utiliza tan solo por un 12% de los médicos holandeses de atención primaria como elemento de valoración audiológica (6).

A pesar de todo, en la actualidad, se puede seguir utilizando como herramienta de diagnóstico más inmediato; como elemento de exploración en aquellos medios en los que no existe una infraestructura que permita la realización de una logaudiometría; o en la exploración de los niños, en algunas circunstancias.

La acumetría fónica se ha realizado mediante sistemáticas muy diferentes por los distintos autores:

Alonso señala que la realización ideal de la prueba exige que pueda utilizarse una distancia de unos 10 metros y describe que el paciente debe de situarse ofreciendo uno de sus lados al explorador, mientras se tapa el oído contralateral¹⁵,

1. Este aspecto hace referencia a que las palabras que se utilizan deben formar parte de los conocimientos del examinado.
2. Es decir que no sean fáciles de confundir.
3. Los estímulos utilizados deben de mantener una proporción adecuada entre los diferentes sonidos de un idioma.
4. Las palabras utilizadas deben de ser igualmente audibles.
5. Los autores clásicos señalan que no es suficiente ocluir el conducto aplicando el trago contra el orificio de acceso al propio conducto y que la exclusión correcta se obtiene mediante la oclusión del conducto mediante la yema del dedo índice del propio paciente. Esto es suficiente para la acumetría fónica realizada mediante la voz cuchicheada. No obstante, para la acumetría mediante la voz hablada se utiliza el método de la exclusión de Wagener en el que se un ayudante obtura el conducto auditivo con su dedo índice y realiza movimientos oscilatorios de arriba a abajo.

en un ambiente de silencio relativo. Según señala este autor, habitualmente en el silencio propio del consultorio se oye la voz cuchicheada a 10 m.

Otros autores, como Montandon o Laurens y Aubry, sitúan al paciente a 6-8 m y pronuncian una serie de palabras en voz cuchicheada, sin ningún timbre vocal y con aire de reserva únicamente. Con esta sistemática, el examinador pronuncia palabras de tonalidad grave como Juan, treinta, o regla, y de tonalidad aguda como seis, papel, o Miguel. Si el paciente no es capaz de repetir correctamente las palabras propuestas, el explorador se va acercando paulatinamente al paciente hasta que este sea capaz de identificar todas las palabras. Se mide, por este procedimiento, la distancia a la que el oído es capaz de entender claramente la voz cuchicheada: en un oído normal, esta distancia es de 6-8 m. Cuando el paciente no oye la voz cuchicheada a menos de un metro, está afectado de una sordera de grado medio.

Fowler fija la distancia de exploración entre examinador y paciente en 76 cm, con el objeto de uniformizar la compleja ley de la distancia según la cual la intensidad del estímulo varía de manera desigual en relación con el espacio que separa al explorador del oído objeto de estudio. Así dispuestos, el examinador se coloca en el plano lateral del sujeto y, una vez ocluido el oído contralateral, le habla con voz cuchicheada, con voz normal, con voz alzada, y con voz fuerte. Este autor establece que si el paciente oye la voz débilmente cuchicheada, hay que suponer que sufre una pérdida menor de 30 dBs; si oye la voz fuertemente cuchicheada, sufre una pérdida de unos 45 dBs; si solo puede oír la voz moderada, sufre una pérdida de unos 60 dB; si únicamente oye la voz alta, sufre una pérdida de unos 75 dBs y si oye la voz gritada sufre una pérdida de unos 90 dBs. Si no oye la voz, el paciente sufre una sordera total.

Así pues, las respuestas del paciente nos ayudarán a calificar groseramente la cuantía de su pérdida.

Mención aparte merece la valoración mediante la voz de la audición de los niños pequeños. En este caso concreto deberemos de observar las diversas reacciones de tipo reflejo que puedan ser desencadenadas por la voz del explorador.

En este sentido se utiliza el reflejo fono-oto-cefalogyro: colocado el niño, si es lactante, acostado y, si es más grande, sentado en las rodillas de un familiar o ayudante, se le llama

por su nombre o se le dirige una palabra familiar con voz natural, inicialmente a 5 m, a 3 m, a 1m y a 0,5 m. Si no hay respuesta, se repite la experiencia con voz gritada. Si oye, girará la cabeza hacia la fuente sonora. En este mismo sentido, se han valorado los denominados reflejos cocleo-palpebral, cocleo-oculogyro, o cocleo-mímico, buscando despertar con la voz una respuesta de parpadeo, de giro de los ojos, o una respuesta mímica como la sonrisa, la expresión de atención, etc. Incluso en el lactante, la voz suele interrumpir el llanto si está llorando o provoca reacciones en la mímica, la respiración, la mirada y los miembros.

ACUMETRÍA INSTRUMENTAL

Es aquella en la que utilizamos distintos sonidos o ruidos para la determinación de las características de la pérdida auditiva.

LA ACUMETRÍA MEDIANTE RUIDOS

La llave de Itard

Itard, en 1821, publica uno de los tratados de audiolgía más avanzados de su tiempo.

En este texto describe una de tantas pruebas de acumetría utilizadas en aquel entonces, en este caso realizada con una llave. Si bien esta llave no fue un instrumento generalizado de medición auditiva, sencilla e ingenua, resume la filosofía de la época:

“Primeramente hay que asegurarse de que el niño no es idiota. Si lo es, se le encierra en el dormitorio situado de modo que pueda vérselo en su lecho por un agujero hecho en la puerta. Se deja pasar la hora en que tiene la costumbre de levantarse y desayunarse y, cuando se le ve bien despierto, se echa repentinamente la llave, a través del agujero, examinando el efecto que produce en el niño este ruido. Si el niño no hiciese ningún movimiento para levantarse, es preciso mirarle como sordo. Por el contrario si da algunas señales de oír, se repite la prueba cada vez con menos ruido con el fin de valorar el grado de la sordera.”

El reloj

En el último cuarto del siglo XIX, la mayor parte de autores señalaban las limitaciones de la acumetría fónica: las diferencias en el espacio explorador, las desigualdades de tono, de timbre y de intensidad, las distinciones entre los vocablos utilizados, la posibilidad de lectura labial, el hecho de que los especialistas adquirieran la costumbre subconsciente de hablar con mayor claridad a los sordos, la imposibilidad de trasladar a guarismos los datos obtenidos, etc., hicieron que los primitivos audiólogos buscaran otros patrones de medida de la sordera.

Y lo que estaba más al alcance de la mano de aquellos doctores era el reloj⁶.

En palabras de Gómez de la Mata, en su *Tratado de Enfermedades de los Oídos* de 1883, el reloj es el mejor instrumento para medir la sensibilidad auditiva.

El reloj debía de ser de construcción sólida y dotado con dos tapas: la posterior y la anterior, a fin de poder introducirlo en la boca del paciente. Asimismo, se recomendaba la utilización de una cadena que facilitara la recuperación del mismo, de la cavidad oral del enfermo.

Troeltsch hace notar que el estímulo varía en relación con el tiempo de duración de la cuerda del reloj, lo engrasado de la maquinaria, la dirección que se le da al reloj durante el examen, etc.

Para uniformizarlo como instrumento universal de medida, Miot aconsejaba hacer uso de un reloj que empezara a oírse, por una persona normal, a tres metros de distancia.

En opinión de Urbantschitsch, cada especialista debía calibrar su reloj examinando a un buen número de pacientes normales a fin de establecer sus parámetros de intensidad. Para examinar la vía aérea, la exploración se debía realizar

con los ojos cerrados, colocado el paciente en posición lateral respecto del explorador, e iniciando la exploración desde cierta distancia, hasta que el estímulo fuera percibido por el paciente.

Para evitar simulaciones o inexactitudes, Bing diseñó un reloj cuyo tic-tac podía ser detenido a voluntad.

Rau, en 1856 ideó un mecanismo de relojería que podía detenerse a voluntad y que permitía hasta 8 niveles distintos de intensidad, con la ayuda de un tornillo ajustable. También disponía de una cinta métrica, marcada en centímetros y contenida en la propia carcasa de metal del reloj. Esta podría ser desenrollada desde su receptáculo, para medir la distancia del estímulo, y podía ser revertida a su cápsula, presionando un muelle. Bing, en 1875, realizó un diseño mejorado de este prototipo.

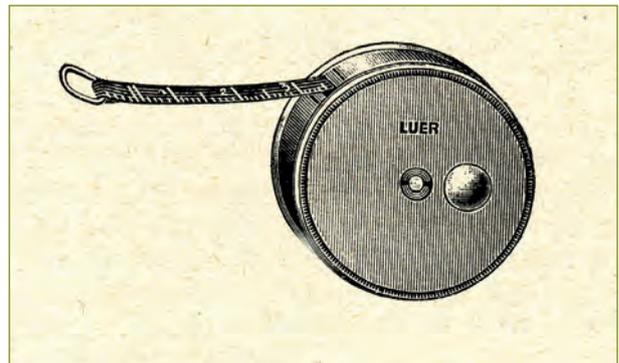


Figura 1

Cinta métrica, acoplada a un reloj, y utilizada en las determinaciones acumétricas.

La anotación de los resultados se realizaba en centímetros y en forma de fracción, cuyo numerador representaba la

6. En realidad, se trataba de un modelo de reloj concreto, al que se le llamaba “de médico”. Solían ser relojes cronógrafos con segundero central. En la parte exterior de la esfera solían tener una fina escala marcada de 0 a 300. Además solían tener una leyenda, en la parte superior del reloj, que solía indicar la “tara del reloj para el pulso”. Así, solían decir, por ejemplo, “Base 20 pulsaciones” o “Base: 30 pulsaciones”, lo que indicaba que se iniciaba la cuenta con el segundero a cero, es decir a las doce, y se contaban 20 o 30 pulsaciones del paciente (lo que indicara el reloj) deteniendo entonces el mecanismo. El lugar donde se paraba el segundero indicaba el ritmo cardíaco de manera directa, expresado en pulsaciones por minuto. Además de este uso, se utilizaban para determinar el grado de sordera y para la realización de diversas pruebas audiológicas. Solían llevar doble tapa y una cadena, tal como se señala en el texto. Por otra parte, el médico lo utilizaba normalmente como reloj horario. Se fabricaban tanto de oro, como de plata o de otros metales, en dependencia de la disponibilidad económica del galeno.

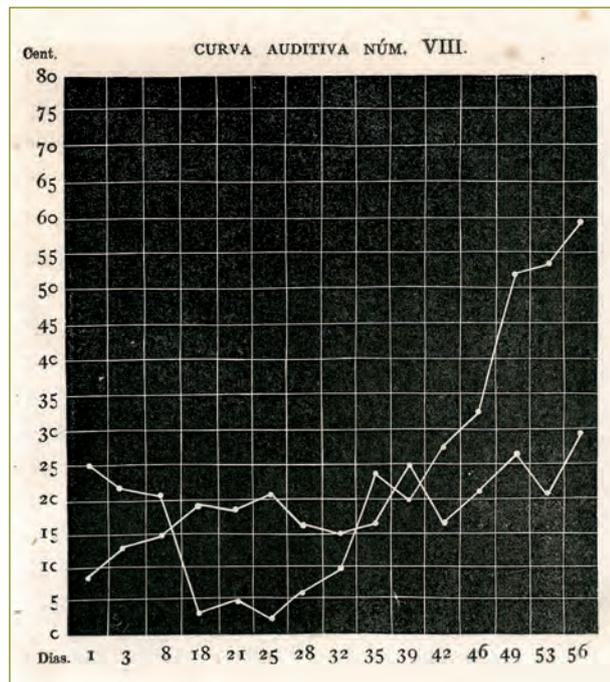
distancia de audición de cada paciente y cuyo denominador representaba la distancia de audición normal. Así un paciente que empezara a oír un reloj que habitualmente era percibido a 120 centímetros, a los 35, tendría una pérdida auditiva de 35/120 (Knapp, Prout). Pero como quiera que la intensidad del sonido está en razón del cuadrado de la distancia, esta forma de anotación era muy difícil de manejar en la práctica.

Establecida la distancia de audición normal para un reloj concreto, según Urbantschitsch podían elaborarse gráficas de evolución de las variaciones de audición a lo largo de un proceso patológico determinado (tabla 2).

La vía ósea se examinaba mediante el contacto del reloj con la pared lateral del cráneo⁷, la concha auditiva⁸, o incluso en el interior de la cavidad bucal.

Tabla 2

Tabla de Urbantschitsch



Se expresa la distancia mínima, medida en cm, a la que el explorado percibe el sonido del reloj explorador, a lo largo de los días de evolución de su proceso.

Los otros ruidos: la palmada, el tambor y la campana

Junto con el estímulo procedente del reloj, a lo largo de la historia se utilizaron muy diversos ingenios para el estudio de la capacidad auditiva del sujeto.

Así, se utilizaron instrumentos tales como el tambor, campanas de diversas tonalidades, las palmadas del explorador, etc.

Su falta de exactitud y su difícil homologación desacreditaron temporalmente su utilización en el contexto de la naciente audiometría eléctrica. No obstante, el tiempo les ha concedido un papel de cierta importancia en la exploración auditiva en la infancia.

LA ACUMETRÍA MUSICAL

El acordeón de Urbantschitsch

Urbantschitsch, entendiendo que los diapasones producían estímulos demasiado débiles para el nervio auditivo, diseñó un acordeón acústico.

Era un acordeón ordinario que tenía, en uno de los lados, dos aberturas. En una de ellas, realizó diversas modificaciones que permitían emitir hasta 43 tonalidades a lo largo de 6 octavas.

Urbantschitsch aplicó, en el fuelle del acordeón, un manómetro que le permitía regular con exactitud la presión del fuelle y, por consiguiente, la intensidad del sonido producido.

Este autor expresaba sus resultados en gráficas en las que señalaba tanto las frecuencias exploradas, como la presión manométrica del estímulo, es decir, la intensidad percibida, en una aproximación a los audiogramas actuales.

7. Se anotaba "medida ad contactum".

8. Se anotaba "medida ad concham".

El armonium de Politzer

Politzer describe “un armonium que tenía, en su caja sonora, una abertura en la que se introducía un tubo de auscultación que terminaba en una pieza supletoria de forma olivar que se adaptaba al conducto auditivo para que sus notas fueran transmitidas directamente a la membrana del tímpano”.

Este autor señala que recurre a este medio de exploración en aquellas afecciones del nervio auditivo en las cuales “puedan aparecer lesiones en las diferentes notas de la escala musical” y para comprobar “la ausencia de percepción de ciertos sonidos en los casos raros en los que se presenta”.

La trompeta de Kessel y el órgano de Blaque

Kessel, con este mismo propósito, diseñó una trompeta que permitía emitir hasta 6 octavas de tonalidad sonora.

Blaque, en 1873, publicó un trabajo en el que utilizaba diferentes cilindros de König, a manera de un órgano musical, que emitían desde 20.000 hasta 100.000 vd/seg en intervalos de 5.000.

El violín y el monocordio de Struyken

Parece que el violín se utilizó como instrumento de exploración en la historia de la audiológica. Si bien permitía la emisión de frecuencias diferentes, esta particularidad no se hizo interesante en la exploración auditiva sino hasta años después. No obstante, Naval, en su libro de 1797, relata sus experiencias con el arco de un violín:

“...una vez tapados los oídos, se sujeta el arco de violín entre los dientes del paciente y, con él, se toca el instrumento. Si no se percibe el sonido, es señal de que las trompas están cerradas”.

El monocordio de Struyken estaba constituido por una cuerda metálica, que se mantenía tensa entre los dos extremos de un bastidor provisto de un mango, y cuya longitud podía variarse

a voluntad del explorador, mediante una corredera o tija metálica, lo que modificaba la frecuencia del sonido emitido.



Figura 2

Monocordio de Struyken. Modelo procedente de la colección de instrumental antiguo de la Sociedad Española de Otorrinolaringología y Patología Cervico-Facial

En realidad, era un instrumento musical que disponía de una sola cuerda⁹. Prácticamente, se trataba de un violín una sola cuerda cuya frecuencia de resonancia se obtenía mediante la variación de su longitud mediante un traste, nivel o palomilla.

Disponía de una escala, graduada que permitía la medida, en centímetros, de la frecuencia utilizada en la exploración. La vibración de la monocuerda se producía mediante diversos ingenios: púas, pequeños martillos de percusión o pequeños arcos de violín impregnados en una solución de bencina y trementina, a partes iguales, como en el caso de los instrumentos musicales.

Inicialmente se utilizaba como elemento de afinación musical que permitía la sintonización de diferentes instrumentos.

Su dedicación a la exploración auditiva se debe a Struyken quien se inspira en el diseño de los monocordios musicales primitivos.

El monocordio podía utilizarse para explorar la audición del paciente a través de la vía aérea y a través de la vía

9. Pitágoras hizo famoso su monocordio, instrumento que utilizó para identificar y definir los intervalos musicales y, por otra parte, en la enseñanza de la teoría pitagórica de la relación entre los números y la música. Pitágoras demostró con su monocordio que la frecuencia del sonido es inversamente proporcional a la longitud de la cuerda.

ósea, ya que disponía de un dispositivo que permitía aplicar el aparato sobre la pared craneal del paciente (véase la figura 2).

LA ACUMETRÍA TONAL

El acúmetro de Itard

En un intento de uniformizar los estímulos presentados al paciente, Itard elaboró el primer acúmetro —denominado como tal— cuyo diseño publicó en 1821.

Quizá se inspiró en el modelo de Wolke, de 1802, quien diseñó un dispositivo construido con una tabla dispuesta verticalmente, sobre la que golpeaba un péndulo que podía accionarse desde diferentes alturas. Este autor acompañaba su prototipo de una escala que relacionaba la intensidad del sonido producido, con la altura desde la que era liberado el péndulo (figura 3).

Parece que Itard perfeccionó esta idea y diseñó su famoso acúmetro: se trataba básicamente de un péndulo que golpeaba un aro de cobre.

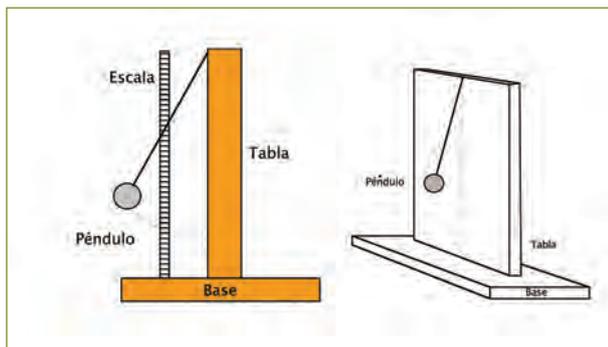


Figura 3

Esquema del dispositivo de Wolke. Un péndulo golpeaba una tabla dispuesta verticalmente, desde distintas alturas.

El mérito del acúmetro de Itard fue el de intentar una gradación del estímulo, utilizando separaciones cifradas del péndulo respecto del plano vertical, de tal manera que, cuanto mayor fuera la separación del péndulo, más intenso resultaría el sonido producido. Ello le permitía cifrar la cuantía de la

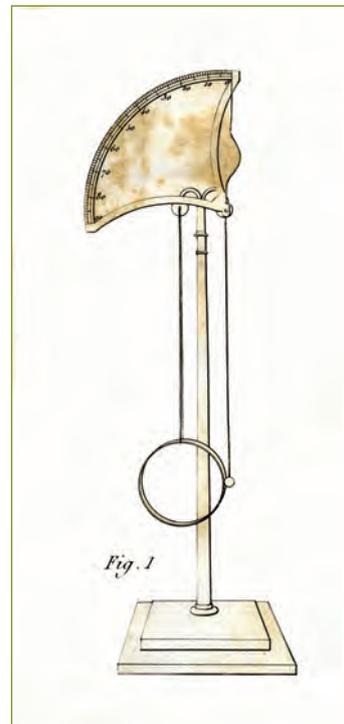


Figura 4

Acúmetro de Itard. Figura tomada del original publicado en el *Traité des maladies de l'oreille et de l'audition*, de 1821.

pérdida, no en dB, sino en grados del círculo de referencia (véase la figura 4), de tal manera que el umbral de audición de un paciente estaría representado por una cifra entre 0° y 90°.

Tal y como señala el autor, entre las numerosas ventajas de su acúmetro, había que destacar que podía seguir la evolución del grado de pérdida a lo largo de un tratamiento. Itard, en su libro, describe su metódica de trabajo:

“Cuando el niño no es idiota, hay que ejercitarle en levantar un dedo á cada golpe que el péndulo del acúmetro da en el aro del mismo. Cuando ya está familiarizado con este ejercicio, se le separa del instrumento cinco ó seis metros y se le vendan los ojos. Entonces, se empieza haciendo, con el instrumento, los sonidos mas fuertes y se va descendiendo á los más débiles, valorando de este modo el grado de finura o de debilidad del oído.”

El otómetro de Politzer

Años después, en 1881, en su obra *Tratado de las Enfermedades del Oído*, Adam Politzer diseña y publica otro otómetro,

con la diferencia respecto del modelo de Itard de realizar exploraciones con un sonido y una intensidad concreta.

Este dispositivo (figura 5) constaba de un cilindro metálico hueco de 28 mm de longitud y 4-5 mm de diámetro, sujeto fuertemente a una columna (s s', en la figura). Esta disponía de una escotadura donde estaba adaptado un martillo de percusión (h, en la figura) —cuyo recorrido estaba limitado por una pestaña (g, en la figura)— y que producía un sonido al percutir sobre el cilindro de acero.

En el diseño de Politzer el martillo mantenía una distancia fija respecto del cilindro metálico para obtener un estímulo constante.

Emitía la nota Do_4 , es decir 512 vd/seg, y se utilizaba para explorar la vía aérea y la vía ósea. El sonido producido debía de oírse a 15 metros de distancia, en un oído normal, si bien el propio autor reconoce que el cálculo de esta distancia media “ofrece grandes dificultades”.

Tabla 3

Tabla de Politzer en la que se expresa el modo de anotación de los resultados obtenidos con su otómetro en función de la distancia a la que es percibido el estímulo del mismo.

| Resultados | Valoración |
|------------------|---------------|
| Audición a 15 m | Valor normal |
| Audición a 1 m | Valor 1/15 |
| Audición a 10 cm | Valor 0,1/15 |
| Audición a 3 cm | Valor 0,03/15 |

El aparato, que se sujetaba por los dedos pulgar e índice, disponía de una placa que podía ser apoyada en los huesos del cráneo para valorar la vía ósea.

Politzer publica una serie de datos orientativos de los grados de sordera detectados mediante la exploración con su otómetro, así como un método de audiografía primitivos.

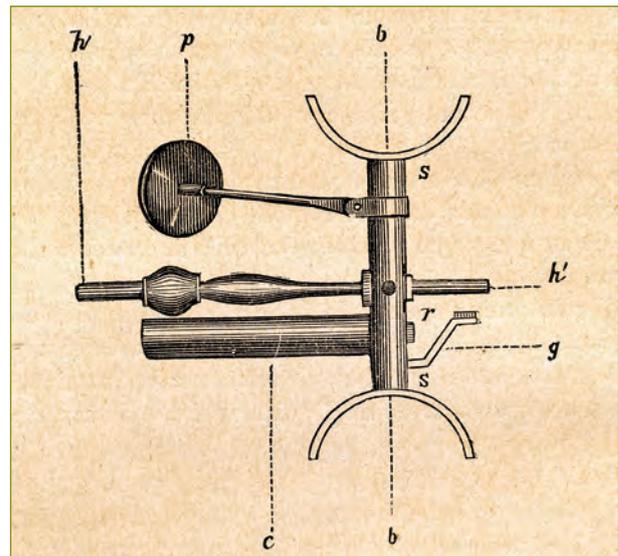


Figura 5

Otómetro de Politzer. Figura tomada del original. (c) Cilindro de acero. (s s') Columna de sujeción. (h) Martillo de percusión. (g) Pestaña de caucho endurecido que soporta una placa de goma elástica blanda en su parte superior que limita el recorrido del martillo cuando este se eleva.

El silbato de Galton

Galton ideó, en 1883, un silbato con la posibilidad de emitir estímulos con frecuencias variables de hasta 55.000 Hz, con fines de investigación antropológica¹⁰.

Burckhardt-Merian de Basilea empezó a utilizar el silbato de Galton en otología en 1885. Diversas variaciones instrumentales del mismo fueron desarrolladas por König en París y Edelmann de Munich.

Zwaardemaker, de Utrecht, fue el primero en investigar sistemáticamente la audición en las personas mayores con el silbato de Galton, y propuso lo que él llamó la “ley presbiacusial”.

10. Sir Francis Galton fue un hombre extraordinario: antropólogo, geógrafo, meteorólogo, estadístico y psicólogo realizó aportaciones sobresalientes en numerosos campos del conocimiento humano. Una de sus dedicaciones fue la antropología evolutiva: primo de Charles Darwin, estudió la audición de los distintos animales buscando comparar las frecuencias audibles más elevadas para cada una de las especies en estudio. Para ello ideó su silbato con el que encontró que el umbral frecuencial de audición, en cada especie animal considerada, era extraordinariamente distinto. El silbato de Galton se utiliza en la actualidad para el adiestramiento de diversos animales. Además descubrió que, en los seres humanos, las frecuencias más elevadas disminuían regularmente con la edad. Publicó sus investigaciones en su libro *Human Faculty*, en 1883.



Figura 6

Silbato de Galton. Toda la longitud del tubo de este silbato se halla marcada con 250 divisiones, correspondiendo a otros tantos tonos, representando, cada uno, 1/10 de elevación respecto del anterior.

La última modificación técnica del silbato de Galton la realizó Edelmann, en su “conjunto instrumental”, hacia 1900.

Durante los primeros 30 años de este siglo, el silbato de Galton era de uso generalizado en la exploración audiológica, pero debido a sus limitaciones fue cayendo en desuso. El silbato de Galton podía ser modificado, aumentando su longitud, lo que cambiaba la frecuencia del sonido emitido. Este oscilaba desde el “la” de 3.520 Hz hasta los mencionados 55.000 Hz.

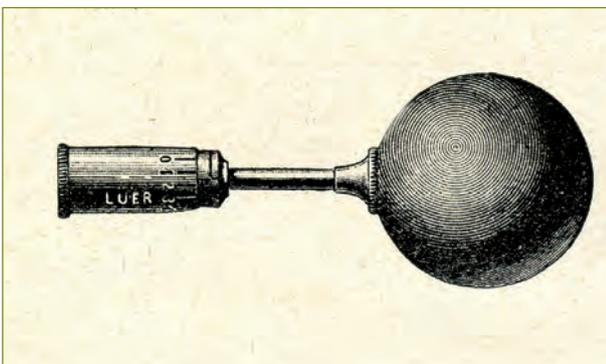


Figura 7

Silbato de Galton en el que se ha adaptado una pera de caucho para regular de manera grosera la intensidad del sonido emitido.

Comoquiera que se utilizaba sencillamente mediante el soplo desde los labios del explorador (lo que le valió su nombre genérico) la intensidad del sonido emitido era extraordinariamente variable.

Por ello, en un intento de sistematizar este aspecto para la exploración auditiva, le acopló una pera de caucho que regulaba groseramente la intensidad del sonido emitido.

Para perfeccionar este aspecto de su utilización, se ideó más tarde un modelo de “silbato doble” en el que era posible modificar, por una parte el flujo de aire impulsado —lo que permitía regular la intensidad del sonido emitido— y por otra, la frecuencia de exploración utilizada.

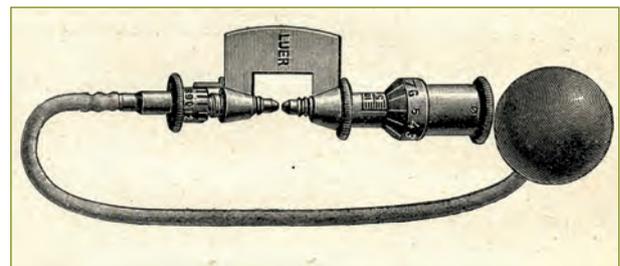


Figura 8

Silbato de Galton en el que se ha adaptado un sistema de regulación variable del flujo de aire impulsado, en un intento de modificar de manera exacta la intensidad del sonido emitido.

El diapasón

En sentido estricto, los diapasones son acúmetros resonadores, afinados en una frecuencia constante y que emiten un sonido de intensidad variable, en dependencia de la fuerza de la percusión ejercida.

Su utilización generalizada en la exploración audiológica estuvo justificada por su fácil diseño, elaboración y manejo, sus escasos costes y por la posibilidad de utilizar distintas frecuencias en la exploración auditiva. Ello justificó su amplia difusión y el postulado de pruebas de audición concretas.

Permitieron además valorar la capacidad tonal del oído, tanto a través de la vía aérea, como a través de la vía ósea.

Son instrumentos de acero o de diferentes aleaciones¹¹ (7) inicialmente utilizados como elemento auxiliar en el afinado musical.

Cardano, médico, matemático y astrólogo de Pavia, Italia, en 1550 describió cómo el sonido puede ser percibido a través del cráneo (8).

Algunos años más tarde, Capivacci, médico de Padua, entendió que este fenómeno podría ser utilizado para diferenciar entre los trastornos de la audición originados en el oído medio, de aquellos otros originados en el nervio acústico.

El médico alemán Schelhammer, en 1684, fue el primero en utilizar un tenedor de cubertería común para proseguir los experimentos iniciados por Cardano y Capivacci.

El diapasón fue inventado en 1711 por John Shore, trompetista y laudista de H. Purcell y GF Händel, en Londres. El mencionado trompetista, con cierto humor, los bautizó como “tunning forks” u horquillas/tenedores afinados. Tras su invención fueron ampliamente utilizados en la música, pero tardaron más de 100 años en ser introducidos en los estudios audiológicos.

El físico alemán Chladni, de Wittenberg, en 1800, fue el primero en investigar el modo de vibración del diapasón¹².

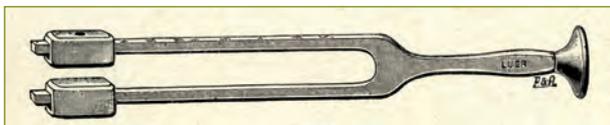


Figura 9

Diapasón de Lermoyez. El acoplamiento de sendas pesas a las ramas del diapasón permitía la modificación de la frecuencia fundamental del sonido emitido por el mismo de hasta una octava en la escala musical.

Durante todo el siglo XIX, numerosos autores diseñaron diversos modelos de diapasones con fines experimentales y clínicos:

- Así, Scheibler, en 1834, en Alemania, presentó un conjunto de 54 diapasones que cubrían el rango de 220 Hz a 440 Hz, a intervalos de 4 Hz.
- Koenig, físico alemán, inventó un diapasón que se mantenía en vibración continua por un mecanismo de relojería.
- Helmholtz, fisiólogo de Heidelberg, en 1863 diseñó un juego de diapasones accionados electromagnéticamente para sus famosos experimentos sobre las sensaciones tonales.

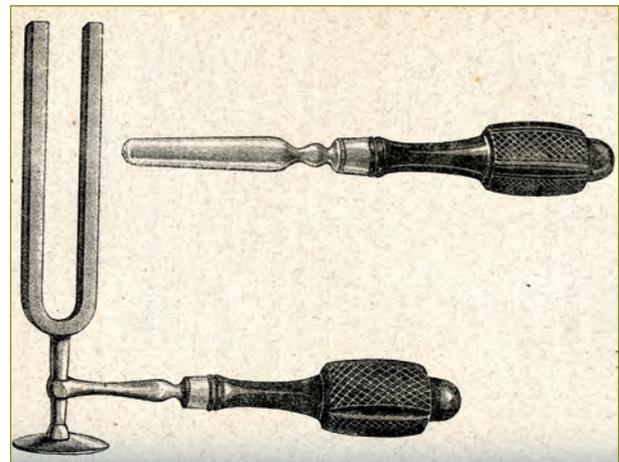


Figura 10

Diapasón de Duplay. Este autor publica, en su libro sobre *Enfermedades del Oído*, este modelo de diapasón en el que el instrumento se apoya ampliamente sobre la superficie del paciente, merced a su gran base. La sujeción del mismo se verifica mediante un mango, a fin de no alterar con los dedos la mecánica del instrumento. Además, la percusión se realizaba con una varilla, diseñada por el autor.

11. Recientemente, Mackechnie CA y cols. han demostrado que el aluminio pueda ser más sensible que el acero en la valoración de la vía ósea, por lo que se ha propuesto la utilización de este material en la fabricación de los diapasones clínicos.

12. El diapasón, en realidad, es un resonador. No obstante, a diferencia de muchos otros tipos de resonadores, produce un tono puro y muy pocos armónicos. Además de este aspecto fundamental, su forma de tenedor justifica que cuando vibra, su mango oscila hacia arriba y hacia abajo al mismo tiempo que sus ramas se separan y se juntan. Físicamente puede demostrarse que existe un punto de “no vibración” en base de cada horquilla, en la zona en donde esta se une con su mango. Ello permite sujetar el instrumento por su base sin amortiguación de la vibración y sin modificación de la frecuencia fundamental.

- Politzer, en 1870, diseñó diapasones de sección prismática con un elemento pesante en los extremos distales del diapasón que permitía un menor número de armónicos y, en consecuencia, un tono más puro.
- Lucae, en 1886, ajusta una base de cuerno o de metal al extremo del eje del diapasón para asegurar un buen acoplamiento en el cráneo cuando se estudia la conducción ósea.

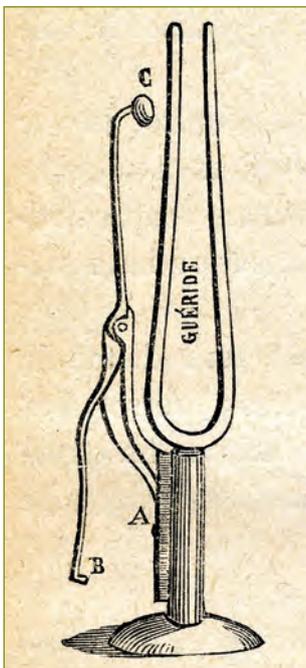


Figura 11
Diapasón de Urbantschitsch. A semejanza de otros autores, diseña un diapasón dotado de un sistema de percusión, accionado por un resorte, con el fin de uniformizar la intensidad del estímulo auditivo.

Como uno de sus inconvenientes era el de emitir un sonido de tonalidad prefijada pero a intensidad variable, Lucae, en 1899, diseña un pequeño martillo fijado al eje que es impulsado por un resorte lo que permitiría una percusión con una intensidad constante y reproducible (figura 12).

En el aspecto tonal, si bien se empezaron a utilizar diapasones de frecuencias graves (por lo general 250 o 500 Hz), el descubrimiento de lesiones parcelarias en distintas zonas del espectro frecuencial auditivo popularizó el uso de diapasones de distintas frecuencias. No obstante, la propia mecánica de los diapasones limitaba la exploración de frecuencias muy agudas.

Esta limitación de los diapasones intentó ser suplida con otros ingenios: a este respecto, cabe destacar la denominada



Figura 12
Diapasón de Lucae. Dispone de un pequeño martillo fijado al eje que es liberado por un resorte lo que permitía un estímulo con frecuencia e intensidad constantes.

“serie de tono continuo” o de “escala continua”, de Bezold-Edelmann (1894), que incluía diez diapasones con pesas deslizantes, dos tubos de órgano (figura 13), y un silbato de Galton, con lo que se podía valorar toda la gama frecuencial de la audición.



Figura 13
Tubos de órgano y diapasón de Bezold-Edelmann. El conjunto diseñado por estos autores incluía diez diapasones, dos de tubos de resonancia, y un silbato de Galton.

El tono más bajo que podía obtenerse mediante este conjunto de aparatos, era el “do” de la subcontraoctava que correspondía a 16 vibraciones dobles por segundo. El tono más alto lo proporcionaba el silbato de Galton, y correspondía a 55.000 vibraciones dobles por segundo.

AUDILOGÍA

EXPLORACIÓN SUBJETIVA DE LA AUDICIÓN. LA ACUMETRÍA

Todo ello permitía examinar más de 11 octavas del espectro sonoro.

Los estudios de Bezold permitieron conocer, por primera vez en la historia de la audiología, el hecho de que la hipoacusia, por lo general, era parcelaria y que afectaba a zonas más o menos amplias del espectro auditivo (tabla 4).

Tabla 4

Tabla de Bezold.

| Tipo | Lesión encontrada | Número de pacientes |
|------|--|---------------------|
| I | Lagunas auditivas | 28 |
| II | Faltas de medio tono a tres y media octavas | 20 |
| III | Ausencia de la parte superior de la escala | 1 |
| IV | Ausencia de las partes superior e inferior | 8 |
| V | Ausencia en la parte inferior de la escala, desde cuatro y media a siete octavas | 18 |
| VI | Falta en la parte inferior de la escala, desde media a cuatro octavas | 33 |

Este autor, mediante su conjunto instrumental, estudió una serie de 158 “sordomudos” y encontró una sordera completa en 50 de ellos, pero en 108 pacientes halló restos de audición. Los restos de oído hallados en los 108 casos se repartían tal y como muestra la tabla.

Los resultados de la exploración mediante el set de Bezold-Edelmann se expresaban en el “audiogramon de Bezold” que mostraba el defecto frecuencial de cada uno de los pacientes examinados.

Por otra parte, la representación gráfica de los resultados cuantitativos de la acumetría, tanto a través de la vía aérea, como de la vía ósea, medida en la frecuencia, en la duración de la sensación auditiva experimentada o calculada como porcentaje de la audición normal fueron expresados, también, en los gráficos de Hartmann (1885) o de Gradenigo (1893).

Los audiogramas de Bezold, Urbantschitsch, Hartmann y Gradenigo pueden considerarse los precursores de los audiogramas modernos.

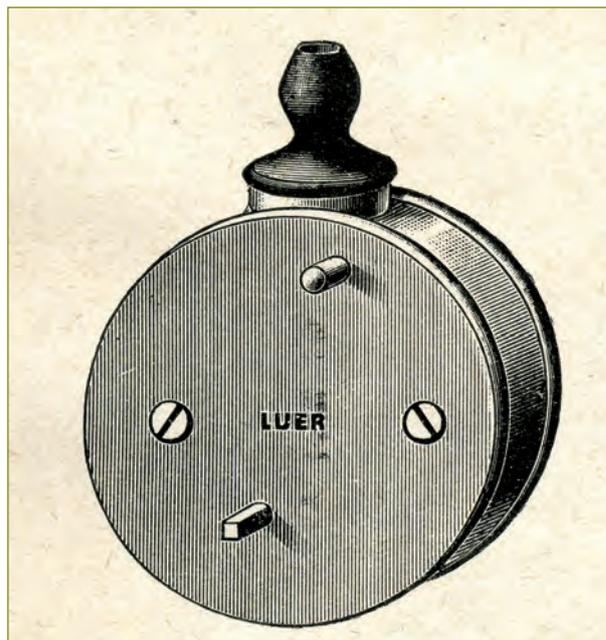


Figura 14

Ensordecedor de Barany. Se trata de un mecanismo de relojería que acciona un pequeño martillo que golpea sobre una membrana, lo que produce un ruido que, aplicado en un oído concreto, resulta ensordecedor para la realización de la prueba en el oído contralateral.

Tras este periodo experimental en la exploración otorrinolaringológica se empezaron a utilizar diseños homologados que, tras ser percutidos, emitían una onda sinusoidal correspondiente a las notas musicales Do de las escalas cromáticas sucesivas. Así, en la actualidad, se utilizan generalmente las frecuencias de 128 Hz, 256 Hz, 512 Hz, 1024 Hz y 2.048 Hz, ya que, por encima de esa frecuencia, su intensidad es muy baja. Estas frecuencias son utilizadas también en la exploración audiométrica moderna.

Hasta la invención de la válvula eléctrica, los diapasones fueron los instrumentos indispensables para la producción de vibraciones sinusoidales definidas. Para su utilización ortodoxa se recomienda golpearlos con el codo o la rodilla —evitando la utilización de percutores metálicos que añadirían armónicos al sonido fundamental— entre la unión del tercio superior y los dos tercios inferiores de las ramas, que

es la zona de mayor capacidad de vibración de estos instrumentos, sujetarlos por el tallo en la proximidad de la horquilla y apoyarlos firmemente en la zona de exploración —en el caso de la valoración de la vía ósea— o presentarlos al oído externo, orientados según el eje del conducto, en el caso de la valoración de la audición por vía aérea.

La prueba de Weber

Desde el siglo XVII, se conocía que los sonidos podrían ser percibidos a través de la llamada vía aérea y a través de la vía ósea. Ello proporcionó un medio para diferenciar “los trastornos localizados en el oído medio” de aquellos otros que afectaban al “nervio de la audición”.

No obstante, esta diferenciación se realizaba más a nivel teórico que en la práctica clínica puesto que los conocimientos sobre audiolgía de la época no hacían necesaria esta clasificación.

Tourtual, un médico de Múnster (Alemania), demostró en 1827, utilizando un reloj como fuente de sonido, que la oclusión de ambos conductos auditivos aumentaba la sensación auditiva en ambos lados por igual, pero que la oclusión de uno de los dos oídos aumentaba la sensación únicamente en el lado ocluido.

Weber, anatomista y fisiólogo de Leipzig, describió en 1834 los mismos fenómenos que Tourtual en un intento de demostrar que el sonido transmitido a través del aire era percibido por el vestíbulo y los canales semicirculares, mientras que el sonido transmitido por el hueso era percibido por la cóclea.

En realidad, ninguno de estos investigadores pensó en un uso clínico de sus resultados.

Fue E. Schmalz, un otólogo de Dresden quien en 1845 introdujo el diapasón en la exploración audiológica propiamente dicha, explicó con gran detalle todas las posibilidades diagnósticas de la prueba, y le dio sentido clínico a la exploración que, más tarde, se denominaría “de Weber”.

El test de Weber compara la audición, por vía ósea, de los dos oídos, de forma simultánea, y valora la sensación de lateralización del sonido hacia un lado u otro.

Para realizarla, se procede a colocar el pie del diapasón, ya percutido, o en la línea media cefálica, o en la línea de

inserción del cabello, o a nivel de los dientes, tal y como recomienda Gobalek (9), tras lo cual, preguntaremos al paciente el lado/s por el cual, este, percibe el sonido.

En una persona con función auditiva normal, el sonido se recibirá de igual manera, por ambos lados. Sin embargo, en un paciente con una hipoacusia de transmisión —por ejemplo, en el caso de un tapón de cerumen— el sujeto, en la prueba de Weber, oye más por el lado comprometido. Decimos, entonces, que el Weber está lateralizado hacia el lado afecto, lo que es característico de las mencionadas hipoacusias de transmisión.

Si esta hipoacusia transmisiva fuera bilateral, el sonido se lateralizará hacia el lado más comprometido.

Por el contrario, en un paciente con una hipoacusia neurossensorial —como por ejemplo en una sordera brusca—, el sonido se lateraliza hacia el lado sano, puesto que la lesión de los elementos de percepción del sonido, impide una adecuada recepción del estímulo por el lado comprometido. Decimos, entonces, que el Weber está lateralizado hacia el lado sano.

Por tanto, ante una hipoacusia unilateral, cuando el Weber se lateraliza al oído enfermo, el paciente sufrirá —probablemente— una hipoacusia de transmisión; mientras que si se lateraliza hacia el oído sano, el paciente presentará una hipoacusia neurossensorial.

En el caso de sorderas bilaterales, la prueba de Weber no es capaz de establecer el tipo de la pérdida en el caso de que el sujeto señale la lateralización del sonido hacia un lado concreto pues ello puede corresponder al lado más afecto de una hipoacusia de transmisión bilateral; al lado más sano de una hipoacusia de percepción bilateral; o a una situación en la que existan, asociadas, una hipoacusia de transmisión en un lado —el que recibe el sonido— y una hipoacusia de percepción en el otro.

Si bien la fisiología de la llamada vía ósea es relativamente bien conocida, en la actualidad todavía se realizan aportaciones a ese respecto. Así Sichel, Freeman y Sohmer proponen la participación del contenido craneal y del líquido cefalorraquídeo en la transmisión ósea del sonido (10).

La prueba de Rinne

La primera descripción de la denominada prueba de Rinne en la literatura la realiza el propio autor en 1855. En este trabajo, Rinne describe, entre muchas otras observaciones, un método para comparar la audición de conducción por el aire y la audición de conducción ósea, y añade la observación de que la técnica podría ser usada para el diagnóstico de la sordera. Parece, sin embargo, que mucho antes de Rinne, Polansky en 1842 dio una explicación completa de la prueba y su uso práctico. La descripción de Polansky fue, sin embargo, olvidada. Los trabajos de Rinne, también, se perdieron por un periodo de hasta 25 años, hasta que Lucae (1882) y Schwabach (1885) confirmaron la utilidad de la prueba, que —a pesar de ser descrita por Polansky— se atribuyó a Rinne por estos dos autores.

La determinación compara la audición por vía aérea y por vía ósea, en cada oído, por separado.

Para ello, tras golpear el diapasón de 512 Hz, como más adecuado (11), se apoya en la región mastoidea, por lo que aparece una sensación auditiva. Esta se irá debilitando hasta desaparecer, a medida que se va agotando la potencia de vibración del diapasón. En ese momento, se retira el diapasón y se le presenta al sujeto en frente del pabellón auricular para conseguir la transmisión del sonido residual a través de la vía aérea.

En el caso de un oído normal el sonido remanente —que era incapaz de transmitirse a través de la vía ósea, una vez recogido por el pabellón y multiplicado en su trayecto por los mecanismos transmisivos— puede volver a originar audición (recordemos que existe una diferencia de 20-30 dBs entre una y otra vía). Si esto sucede, decimos que prueba de Rinne es positiva¹³. Así pues, en un sujeto normal, la prueba de Rinne resultará positiva, apareciendo sensación por vía aérea cuando ya haya desaparecido por la ósea. La notación adecuada para esta situación es AC > BC, lo que indica que la conducción del aire (Air Conduction) es mejor que la conducción ósea (Bone Conduction) (12).

Ante una hipoacusia de transmisión, al retirar el diapasón de la región mastoidea, una vez que se ha agotado la posibilidad de transmisión por vía ósea, y ofrecérselo al paciente

por la vía aérea no se oirá el estímulo utilizado: decimos, entonces, que el Rinne es negativo.

Ello puede explicarse razonando que el sonido remanente, una vez recogido por el pabellón no puede ser ni multiplicado, ni transmitido en su trayecto por los mecanismos de la transmisión, ahora ineficaces, por lo que no puede volver a originar sensación auditiva. Este resultado se anota como BC > AC (es decir, la conducción ósea es mejor que la conducción aérea).

Si la hipoacusia es neurosensorial, el diapasón, por vía ósea, producirá sensación solo a lo largo de un corto espacio de tiempo, agotándose enseguida. Al retirar el diapasón de la vía ósea y ofrecérselo al paciente por la vía aérea se oirá de nuevo —ya que el sujeto, en este tipo de hipoacusias, oye mas por vía aérea que por vía ósea— agotándose, no obstante, enseguida. Decimos, entonces, que el Rinne es positivo pero está “acortado”.

Por tanto, el Rinne será positivo —mejor audición por vía aérea que por vía ósea— en los oídos normales y en las hipoacusias neurosensoriales. Y negativo —mejor audición por vía ósea que por vía aérea— en las hipoacusias de transmisión.

Balasubramanian, entre otros, señala la posibilidad de utilizar esta prueba para la determinación del grado de hipoacusia sufrido por el paciente: así, si utilizando un diapasón de 512 Hz, se obtiene un Rinne negativo, y utilizando un diapasón de 1.024 Hz, se obtiene un Rinne positivo, se acepta que existe una sordera conductiva de más de 25 dBs. Por otra parte, si el Rinne es negativo para las determinaciones realizadas con diapasones de 256, 512 y 1.024 Hz, se concluye que la sordera transmisiva debe ser mayor que 40 dBs.

La prueba de Bing

La prueba de Bing o prueba de la oclusión fue descrita por este autor en 1891. No obstante, parece ser que Rinne la habría bosquejado ya en 1885. Esta prueba se considera, en la práctica, una evolución o un complemento del test de Rinne.

La prueba de Bing utiliza el fenómeno de que, en condiciones normales, la oclusión del meato auditivo externo mejora

13. Bezold fue el primer autor en utilizar los términos “positivo” y “negativo” al calificar los resultados de la prueba de Rinne.

la audición del sonido, percibido a través de la vía ósea, por un diapasón vibrante apoyado en la región mastoidea. Se anota entonces que el Bing es positivo.

Por el contrario, cuando existe un deterioro patológico de la transmisión del sonido, la oclusión del conducto auditivo no modifica la intensidad del sonido percibido, haciendo pues constar que el Bing es negativo.

Esta prueba identifica pues las hipoacusias de transmisión taponando y liberando el conducto auditivo externo para comprobar si este gesto supone una oclusión real de la vía de transmisión del sonido o si dicha transmisión estaba comprometida con anterioridad por un proceso patológico auditivo.

Swan y Browning compararon la prueba de Bing con la prueba de Rinne, realizada con el diapasón de 256 Hz, y encontraron que aquella era menos sensible que esta, y que ambas tenían una especificidad similar, concluyendo por ello que el test de Rinne es, de los dos test valorados, la mejor prueba para el uso clínico (13).

La prueba de Schwabach o Absolute Bone Conduction Test

En realidad, esta prueba fue descrita con anterioridad por Schmalz (1849), Lucae (1880) y Emerson (1884). No obstante, Schwabach, en 1885, realizó un amplio trabajo sobre este test que, a partir de ese momento, adoptó su nombre.

La determinación consiste en comparar el tiempo de audición de un diapasón vibrante, colocado en el vértex del paciente, con el tiempo a lo largo del cual oye, este mismo diapasón, un sujeto con audición normal, generalmente el propio explorador.

Para realizarla, se aplica el diapasón vibrante en el vértex del paciente hasta que este deja de oírlo. Se coloca, acto seguido, el diapasón todavía vibrante, en el vértex de un sujeto testigo o en el del propio explorador, si este tiene una audición normal. Si el examinador o sujeto testigo percibe algún sonido, se concluye que el paciente tiene un Schwabach acortado, lo que orienta hacia una sordera neurosensorial; en el caso contrario, el Schwabach de dice que está alargado y lo que orienta el diagnóstico hacia una lesión de tipo conductivo. Si los tiempos de audición entre el sujeto explorado y el sujeto explorador son semejantes se dice que la prueba de Schwabach es normal.

La prueba de Politzer

Se trata de una determinación ideada por este autor para el diagnóstico de las situaciones de trompa abierta. Curiosamente, determinaciones parecidas realizadas con un reloj introducido en la boca, fueron descritas a finales del siglo XVIII para valorar la permeabilidad de las trompas. El autor la describe utilizando un diapasón vibrante situado enfrente de la boca abierta del paciente. No obstante, se admite la variación de mantener el diapasón vibrante sujeto por los dientes del paciente. En estas condiciones, se le pide que efectúe una deglución. En el caso de una situación de trompas abiertas el sonido se percibirá con una intensidad aumentada en el momento de la deglución en ambos lados. Si solo una de las dos trompas está abierta, el sonido se intensifica en el lado comprometido.

La prueba endo-ótica de Bing

En la actualidad, tiene únicamente un valor histórico y anecdótico. Hipotéticamente esta prueba diferencia las hipoacusias de transmisión producidas por la anquilosis de la platina del estribo, de aquellas otras hipoacusias de transmisión producidas por la inmovilidad de los otros oscículos.

Se realiza a través de un sistema de cateterismo de la trompa de Eustaquio, en cuyo extremo externo se adapta un tubo de caucho que, a su vez, se acopla a un diapasón vibrante. Si el paciente es capaz de oír el diapasón mejor a través del mencionado tubo, que cuando se coloca el diapasón a nivel del conducto auditivo, se concluye que la hipoacusia de transmisión que sufre el paciente está producida por un trastorno de los oscículos y no por una anquilosis de la platina.

La prueba de Lewis

Fue descrita por Lewis, Bing y Federici, en 1925. Es una variante de la prueba de de Bing. Se realiza colocando el diapasón en la mastoides hasta que deja de percibir sonido. En ese momento, se retira de allí y se coloca sobre el trago, obstruyendo el conducto auditivo externo. En los sujetos normales o en aquellos otros afectados de una hipoacusia de percepción, el sonido vuelve a oírse mientras que en los pacientes que sufren una hipoacusia de transmisión, el sonido no se percibe de nuevo.

La prueba de Stenger

Descrita por este autor en 1900, el objetivo de esta prueba es la identificación de las situaciones de simulación de

hipoacusia en un oído determinado. Se basa en el fenómeno auditivo conocido como “principio de Stenger”.

Este postulado establece que cuando dos sonidos similares, pero de distinta intensidad, se presentan, uno a cada oído simultáneamente, solo se percibe el más fuerte de los mismos. Es decir que el sonido más intenso enmascara al sonido más débil, que no será percibido por el paciente. Comoquiera que, por lo general, los pacientes no son conscientes de este fenómeno, este se puede utilizar para detectar situaciones de sordera fingida.

La determinación se realiza utilizando dos diapasones vibrantes análogos, presentados al paciente a través del conducto auditivo, manteniendo los mismos en el eje del mencionado conducto, y regulando la intensidad de cada uno de ellos mediante la distancia de los mismos al meato auditivo. En el supuesto de que se quiera evidenciar una simulación de sordera de un determinado oído se mantiene el diapasón más cerca de la oreja supuestamente sorda del paciente. Como el paciente no quiere reconocer que oye por ese oído concreto, responderá que no oye nada por ninguno de los dos lados, pues ignora que está oyendo por el oído contralateral, enmascarado por la mejor audición del oído encuestado. Esta situación se anota como Stenger positiva y señala la simulación de una hipoacusia para el oído encuestado.

Por el contrario, si la hipoacusia es real, al presentar ambos estímulos al paciente en las condiciones antes señaladas, el sujeto admite oír por el oído contralateral que, en este supuesto, no quedaría enmascarado por la audición del oído problema. Se dice, entonces que el Stenger es negativa y señala la existencia real de una hipoacusia en el oído encuestado.

La prueba de Gellé

Este autor fue el primero en describir cambios en la percepción auditiva en aquellas situaciones en las que se modificaba la presión a nivel del conducto auditivo externo. En esta prueba, se utiliza un espéculo de Siegle para variar la presión a nivel del conducto auditivo externo.

La prueba consiste en aplicar un diapasón vibrante en la región mastoidea. En los sujetos normales o en aquellos otros en los que existe una hipoacusia neurosensorial, la aplicación de una presión positiva a nivel del conducto auditivo, disminuye la intensidad del sonido percibido, ante el

hundimiento de la platina, el aumento de la presión en el espacio perilinfático y el aumento de la impedancia del órgano de Corti. Por el contrario, en las situaciones de fijación de la platina del estribo, el aumento de la presión sobre el sistema tímpano-oscicular no modifica la sensación de intensidad del sonido transmitido por vía ósea.

Si se realiza con un neumófono de Von Dischoek pueden obtenerse valores que relacionan la audición y la presión ejercida, expresada en cm de agua.

Esta determinación fue durante muchos años fundamental para juzgar el grado de fijación de la platina del estribo.

La prueba de Escat o de las presiones centrífugas

Supone una variación de la anterior. Se realiza mediante el sondaje del oído medio a través de la trompa de Eustaquio, mediante una sonda de Itard. A través de la misma, se provoca un aumento de la presión a nivel del oído medio, al mismo tiempo que se apoya en la región mastoidea un diapasón vibrante. El sonido del diapasón dejará de percibirse cuando se aumente la presión a nivel del oído medio, en el caso de que la platina del estribo no esté fijada a la ventana oval.

Como variación de la anterior, se puede realizar una maniobra de Valsalva, durante la cual aumenta la presión en la caja timpánica. Se coloca entonces un diapasón en la mastoidea: en las hipoacusias de transmisión, la percepción ósea no se modifica mediante la maniobra de Valsalva. Por el contrario en los sujetos normales o en aquellos que sufren una hipoacusia neurosensorial, la maniobra de Valsalva sí que modifica la percepción del sonido.

La prueba de Chimani-Moos

Se entiende como una variación de la prueba de Weber. Se utiliza en la valoración de situaciones de simulación auditiva. En esta prueba se utiliza la oclusión de uno de los dos conductos auditivos para evidenciar la simulación de una sordera unilateral: colocado el diapasón vibrante en el vértex del paciente, este señala oír en el lado sano y no en el lado supuestamente sordo. Se procede entonces a tapar el oído supuestamente mejor. En el caso de una hipoacusia auténtica, el paciente debería de señalar una lateralización del sonido hacia el lado mejor-ocluido, mientras que el paciente simulador no reconoce que el sonido se haya lateralizado hacia ningún lado.

La prueba de Bonnier

Tiene utilidad en el diagnóstico de la otosclerosis y otros procesos patológicos que cursen con fijación de la cadena osicular. Para realizarla se aplica el diapasón en zonas óseas alejadas del cráneo, como, por ejemplo, en la rótula, en el extremo proximal del cúbito, en el tobillo, o en la clavícula. Cuando existe una hipoacusia de transmisión debido a una fijación estapedial, el paciente oye el sonido que se transmite, desde un sitio tan alejado, con diapasones de 128 o 256 Hz, mientras que en los sujetos normales no se percibe el sonido producido.

La prueba de Runge

Esta determinación solo se puede realizar con tímpano íntegro. Consiste en medir, en segundos, el sonido percibido por el paciente a través de su vía ósea, desde un diapasón de 512 dBs, percutido previamente y apoyado en la región mastoidea. A continuación se colocaba al paciente en decúbito lateral y se le llenaba el conducto auditivo de suero o aceite, en un intento de presionar ligeramente la cadena tímpano-osicular. Después se repetía la medición de la duración de la percepción sonora, comprobando un aumento de la misma en aquellos casos en los que existía un oído normal o una hipoacusia neurosensorial. Por el contrario, en el caso de que existiera una hipoacusia de transmisión, la duración de la percepción apenas se veía modificada.

La prueba de Rius

Descrita por Mario Rius¹⁴, en 1959, es una prueba similar y complementaria a la prueba de Weber, ya que compara la vía ósea de ambos lados colocando el diapasón vibrante en una de las dos apófisis mastoideas y pasándolo rápidamente a la mastoidea opuesta. El paciente señalará el lado en el cual oye más, facilitando la interpretación del Weber en el caso de no estar adecuadamente determinada la lateralización del sonido.

La prueba del Balance Mastoideo-Radial

Descrita asimismo por Rius, se utiliza para diferenciar las sensaciones de vibración de la de audición. La prueba consiste en colocar el diapasón en el radio y, acto seguido, en la apófisis mastoidea. Si oye más en esta segunda posición que en la primera, se interpreta que el paciente está captando sensaciones auditivas. Si, por el contrario, oye más en la

primera posición que en la segunda, hay que interpretar que el paciente está valorando la sensación vibratoria.

La prueba de Poch-Viñals

Publicada por este autor en 1967, se realiza colocando el diapasón sobre el vértex, de la misma manera que en la prueba de Weber, y se ocluyen ambos oídos con los índices del paciente. Si hay una hipoacusia bilateral, el sonido se lateralizará al oído con mejor reserva coclear y peor conducción.

Estudios comparativos entre la clásica acumetría y la moderna audiometría eléctrica

Diversos autores han realizado distintos estudios encaminados a establecer la eficacia de las distintas técnicas de acumetría clásica, en comparación con las modernas técnicas de diagnóstico audiológico.

Los resultados de estos estudios tienen un gran interés actual, además tienen la utilidad de señalar hasta qué punto las determinaciones acumétricas clásicas, realizadas a lo largo de tantos años, eran o no exactas.

En lo relativo a la acumetría fónica, Browning GG, Swan IR, Chew KK (14) realizan un estudio comparativo entre esta técnica y la audiometría tonal liminar y encuentran que la sensibilidad de acumetría fónica para identificar la hipoacusia mediante la voz susurrada a 60 cm fue del 86%.

Los estudios comparativos realizados entre las clásicas pruebas de Rinne, Weber y Bing, en las frecuencias de 256, 512 y 1.024 Hz, y la audiometría tonal liminar, indicaron la falta de exactitud de estas pruebas, en contra de lo que la literatura sugiere (15).

Miltenburg, entre otros autores, realiza un estudio sobre el test de Rinne y le asigna una sensibilidad de 0,84 independientemente del tipo, severidad o frecuencia de la pérdida auditiva. Estos resultados no mejoran mediante técnicas de enmascaramiento (16).

Browning, Swan, y Chew realizaron valoraciones comparativas de la prueba de Rinne, entre técnicas de acumetría

14. Mario Rius Boutevilain (1905-1986) fue la figura más destacada en la otología de la primera mitad del siglo XX en Uruguay.

instrumental y audiometría tonal liminar, en pacientes con síntomas otológicos. Estos autores concluyen que, en la prueba de Rinne, el diapasón de 256 Hz fue superior en la detección de la existencia de un gap, al diapasón de 512 Hz.

Por otra parte, según estos mismos autores, la prueba de Rinne realizada con el mencionado diapasón de 256 Hz permitió identificar correctamente el 48% de los pacientes con un gap de 15 dBs, el 69% con un gap de 20 dBs, el 87% de los casos con un gap de 25 dBs, y el 95% con un gap de 30 dBs. En todos los casos la especificidad fue mayor del 90%.

Los estudios actuales sobre la sensibilidad y la especificidad de las pruebas de Weber y Rinne señalan que la sensibilidad global de ambas pruebas en el diagnóstico del tipo de hipoacusia y en la determinación del oído mejor es excelente (17).

En el diagnóstico de los diferentes cuadros de hipoacusia su sensibilidad fue del 76,86%, su especificidad fue del 85,48%, y su validez fue 78,54% (17).

En lo relativo a la prueba de Bing, estos autores estimaron la especificidad y la sensibilidad de la prueba acumétrica y encontraron que esta fue menos sensible que la prueba de Bing audiométrica, pero tuvo una mayor especificidad (14). La sensibilidad y especificidad de la prueba Stenger ha sido estudiada por Durmaz y cols. encontrando cifras del 99,4% y del 70%, respectivamente (18).

Los valores predictivos positivo y negativo de la prueba fueron del 87,5% y del 98,4%, respectivamente, por lo que concluyen señalando la elevada fiabilidad de la determinación acumétrica (18).

Martin y Shipp valoraron la prueba de Stenger clásica con determinaciones más sofisticadas encontrando que la prueba acumétrica sigue siendo la más válida en la determinación de la sordera unilateral simulada (19).

La utilidad actual de la acumetría mediante diapasones

Tras todo lo expuesto, queda establecer cuál debe de ser el papel de la acumetría clásica en la moderna otología.

Beckers, Anteunis y Dinant realizan un estudio sobre el cumplimiento de las recomendaciones del Dutch College of

General Practitioners, donde se aconseja la utilización de la acumetría sónica para el diagnóstico de la hipoacusia, y —a diferencia de la escasa utilización de la acumetría fónica, antes señalada— las pruebas realizadas mediante los diapasones se habían utilizado, por los médicos de atención primaria, en un 43% de los pacientes afectados de hipoacusia. En estas determinaciones se utilizaron las pruebas de Weber y de Rinne señalando que su mayor utilidad había sido la de la clasificación de la hipoacusia entre el tipo transmisivo y el tipo perceptivo o neurosensorial.

Por el contrario, su utilidad actual ha sido desestimada en el diagnóstico de cuadros tales como la otitis serosa en niños (20). En general, la acumetría con diapasones no se ha encontrado útil en la valoración rutinaria de hipoacusias en el medio infantil (21).

Tampoco se ha encontrado útil en la valoración de cuadros de hipoacusia en el adulto: así, no se considera adecuada para el diagnóstico de la presbiacusia (22).

A pesar de todo ello, se ha preconizado recientemente para realizar valoraciones preoperatorias sobre la oportunidad de técnicas tales como la estapedotomía (21) o la implantación coclear (23), el diagnóstico de la enfermedad de Ménière genuina (24), así como en el *screening* de las hipoacusias de transmisión en el adulto (25).

Recientemente la prueba de Bing se ha utilizado en la valoración del gap auditivo en pacientes con síndrome de acueducto vestibular dilatado (26).

BIBLIOGRAFÍA

1. Ruckenstein, M. J. Hearing loss. A plan for individualized management. *Postgrad Med.* 1995 Oct; 98 (4): 197-200, 203-206.
2. Shuman, A. G.; Li, X.; Halpin, C. F.; Rauch, S. D.; Talian, S. A. Tuning fork testing in sudden sensorineural hearing loss. *JAMA Intern Med.* 2013 Apr 22; 173 (8): 706-707.
3. Michel, O. The revised version of the german guidelines “sudden idiopathic sensorineural hearing loss”. *Laryngorhinotologie.* 2011 May; 90 (5): 290-293.

4. Verburg, A. F.; Alkhateeb, W. H.; Merkus, P. Acute perceptible hearing loss. Importance of tuning fork test in primary care. *Ned Tijdschr Geneeskd.* 2011; 155: A2460.
5. Arauz, S. A. En: *Tratado de Oto-Rino-Laringología y Bronco-Esofagología*, 1ª edición, Madrid, Paz Montalvo, 1961, pp. 143-151.
6. Beckers, M. A.; Anteunis, L. J.; Dinant, G. J. Compliance of family physicians with the recommendations of 'Hearing Impairment' guideline by the Dutch College of General Practitioners in treatment of simulated paper cases of hearing loss. *Ned Tijdschr Geneeskd.* 2001 Apr 28; 145 (17): 827-830.
7. Mackechnie, C. A.; Greenberg, J. J.; Gerkin, R. C.; McCall, A. A.; Hirsch, B. E.; Durrant, J. D.; Raz, Y. Rinne Revisited: Steel versus Aluminum Tuning Forks. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2013; Sep 30.
8. Feldmann, H. History of the tuning fork. I: Invention of the tuning fork, its course in music and natural sciences. Pictures from the history of otorhinolaryngology, presented by instruments from the collection of the Ingolstadt German Medical History Museum. *Laryngorhinootologie.* 1997 Feb; 76 (2): 116-122.
9. Golabek, W.; Stephens, S. D. Some tuning fork tests revisited. *Clin Otolaryngol Allied Sci.* 1979 Dec; 4 (6): 421-430.
10. Sichel, J. Y.; Freeman, S.; Sohmer, H. Lateralization during the Weber test: animal experiments. *Laryngoscope.* 2002 Mar; 112 (3): 542-546.
11. Chole, R. A.; Cook, G. B. The Rinne test for conductive deafness. A critical reappraisal. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1988 Apr; 114 (4): 399-403.
12. Turner, J. S. En: *Clinical Methods: The History, Physical, and Laboratory Examinations.* 3ª edición. Boston, Butterworths, 1990, 764-768
13. Swan, I.R.; Browning, G. G. The Bing test in the detection of conductive hearing impairment. *Clin Otolaryngol Allied Sci.* 1989 Dec; 14 (6): 539-543.
14. Browning, G. G.; Swan, I. R.; Chew, K. K. Clinical role of informal tests of hearing. *J Laryngol Otol.* 1989 Jan; 103 (1): 7-11.
15. Stankiewicz, J. A.; Mowry, H. J. Clinical accuracy of tuning fork tests. *Laryngoscope.* 1979 Dec; 89 (12): 1956-1963.
16. Miltenburg, D. M. The validity of tuning fork tests in diagnosing hearing loss. *J Otolaryngol.* 1994 Aug; 23 (4): 254-259.
17. Vikram, K. B.; Naseeruddin, K. Combined tuning fork tests in hearing loss: explorative clinical study of the patterns. *J Otolaryngol.* 2004 Aug; 33 (4): 227-234.
18. Durmaz, A.; Karahatay, S.; Satar, B.; Birkent, H.; Hidir, Y. Efficiency of Stenger test in confirming profound, unilateral pseudohypacusis. *J Laryngol Otol.* 2009 Aug; 123 (8): 840-844.
19. Martin, F. N.; Shipp, D. B. The effects of sophistication on three threshold tests for subjects with simulated hearing loss. *Ear Hear.* 1982 Jan-Feb; 3 (1): 34-36.
20. Behn, A.; Westerberg, B. D.; Zhang, H.; Riding, K. H.; Ludemann, J. P.; Kozak, F. K. Accuracy of the Weber and Rinne tuning fork tests in evaluation of children with otitis media with effusion. *J Otolaryngol.* 2007 Aug; 36 (4): 197-202.
21. Haapaniemi, J. J.; Suonpää, J. T.; Salmivalli, A. J.; Virrolainen, ES. C1-tuning fork tests in school-aged children. *Auris Nasus Larynx.* 1996; 23: 26-32.
22. Bagai, A.; Thavendiranathan, P.; Detsky, A.S. Does this patient have hearing impairment? *JAMA.* 2006 Jan 25; 295 (4): 416-428.
23. Behn, A.; Laszlo, C. A.; Black, D.; Bryce, G. E. Which is mightier, the tuning fork or the bone oscillator? *J Otolaryngol.* 2005 Apr; 34 (2): 135-139.
24. Kawase, T.; Takasaka, T.; Kusakari, J.; Yuasa, R. Gellé test in patients of Menière's disease and fluctuating low tone hearing loss. *Nihon Jibiinkoka Gakkai Kaiho.* 1989 Jan; 92 (1): 28-36.
25. Burkey, J. M.; Lippy, W. H.; Schuring, A. G.; Rizer, F. M. Clinical utility of the 512-Hz Rinne tuning fork test. *Am J Otol.* 1998 Jan; 19 (1): 59-62.
26. Snik, A. Hearing loss in patients with enlarged vestibular aqueduct: air-bone gap and audiological Bing test. *Int J Audiol.* 2007 Jun; 46 (6): 341-344.

5.2. AUDIOMETRÍA TONAL LIMINAR Y SUPRALIMINAR

JUSTO RAMÓN GÓMEZ MARTÍNEZ*

AUDIOMETRÍA TONAL LIMINAR

INTRODUCCIÓN

La audiometría tonal liminar (o audiometría tonal) representa, junto a la audiometría verbal, una de las pruebas fundamentales en los estudios diagnósticos auditivos. Es una exploración de la función auditiva que consiste en la obtención de los umbrales de audición para las distintas frecuencias, entendiendo como umbral auditivo la intensidad mínima que una persona necesita para detectar la presencia de un sonido aproximadamente el 50% de las veces.

Los umbrales auditivos estudiados serán diferentes según sea el modo en que presentemos al paciente el estímulo auditivo:

- si el estímulo auditivo se presenta a través de auriculares estudiaremos la vía de conducción aérea,
- por el contrario si el estímulo auditivo se presenta a través de vibradores óseos estaremos estudiando la vía de conducción ósea.

OBJETIVO DE LA TÉCNICA

La audiometría tonal tiene como primer objetivo establecer la existencia o no de una posible hipoacusia (midiendo los umbrales de audición). Es una prueba subjetiva ya que los resultados que obtenemos son proporcionados bajo la subjetividad del paciente explorado y, por lo tanto, dependemos por completo de su colaboración. De forma intencionada o involuntariamente el enfermo puede confundirnos diciéndonos que oye cuando no es cierto y viceversa.

El segundo objetivo de la audiometría tonal es la localización inicial de la lesión causante de la hipoacusia, diferenciando entre hipoacusias de transmisión e hipoacusias de percepción. Para ello compararemos, como se verá más adelante, los umbrales obtenidos en la vía aérea con los de la vía ósea.

EQUIPO Y TÉCNICA DE REGISTRO

La audiometría tonal pertenece con la audiometría supra-liminar y la audiometría vocal al conjunto de exploraciones que necesitan para su ejecución del audiómetro que en esencia es un instrumento electrónico que genera sonidos de diferentes intensidades y frecuencias, sonidos con los que vamos a obtener los diferentes umbrales auditivos.

Las frecuencias estudiadas en la audiometría tonal son sonidos puros comprendidos entre los 125 y los 8.000 hertzios (Hz)¹. Estas frecuencias o tonos puros están separados por incrementos de 1 octava (el doble de la frecuencia en cada paso sucesivo) entre ellas. Se examinan dos modos de estimulación auditiva: la conducción o vía aérea, que se explora mediante auriculares ya sean de superposición o de inserción, y la conducción o vía ósea, en la que se coloca un vibrador sobre la mastoides. La intensidad del estímulo se regula desde el audiómetro en pasos de 5 dB hasta alcanzar un máximo de 120 dB para la conducción aérea ya que con mayores intensidades podemos generar un traumatismo sonoro durante la exploración. La intensidad del estímulo para la conducción ósea alcanza un máximo de unos 40-70 dB (dependiendo de la frecuencia) porque con intensidades más altas se produce un estímulo vibratorio que percibe el paciente y que lo puede confundir con un sonido.

En cuanto a la forma de realizar la audiometría se ha de tener en cuenta que se trata de una prueba subjetiva, influida por las percepciones y colaboración del paciente así como de las apreciaciones del explorador. Esta subjetividad de reducirá cuanto más depurada sea la técnica de ejecución y mejor sea el entrenamiento de quien la realiza, por ello la audiometría tonal ha de realizarse siguiendo unas normas que permitirán reducir las posibles variabilidades en la prueba (1).

El paciente se introduce en una cabina insonorizada y antes de comenzar la exploración se le deben dejar claras las siguientes instrucciones: “usted va a escuchar unos sonidos,

*Justo Ramón Gómez Martínez. Carretera de Ponteio nº 29, Chalet 8. 33191 San Claudio-Oviedo. Teléfono de contacto: 609115339. E-mail: justo.r.gomez@gmail.com
1. El hercio, hertzio o hertz (Hz) es la unidad de frecuencia del Sistema Internacional de Unidades, habiendo reemplazado por completo el nombre anterior de cps (ciclos por segundo) desde los años setenta.

AUDILOGÍA

EXPLORACIÓN SUBJETIVA DE LA AUDICIÓN. AUDIOMETRÍA TONAL

utilice el pulsador cuando crea que oye el sonido, no importa que sea muy débil, y deje de pulsarlo cuando crea que el sonido ha cesado". Es muy importante que el sujeto haya entendido perfectamente lo que debe hacer para que los resultados obtenidos sean fiables.

Se explora en primer lugar la vía aérea por lo que se le colocan unos auriculares, si se hace en campo libre se utilizan altavoces. La colocación atenderá al código de colores (rojo para el oído derecho y azul para el oído izquierdo) y se comprobará el correcto acoplamiento tanto si son de superposición sobre el pabellón auricular como si son de inserción en el conducto auditivo externo. La determinación del umbral se realiza empezando por el oído mejor o más sano y la primera frecuencia estudiada suele ser la de 1.000 Hz, seguida de las frecuencias más agudas, 2.000, 4.000 y 8.000 Hz, y luego las más graves, 500, 250 y 125 Hz. Al sujeto le pediremos entonces, y de acuerdo a las instrucciones dadas con anterioridad, que nos indique cuándo percibe un sonido.

Existen dos modos para obtener el umbral tonal por vía aérea. Un modo es el umbral ascendente, en el que la estimulación se inicia con intensidades débiles que se van aumentando en pasos de 5 dB hasta obtener la respuesta del sujeto. La segunda manera de obtención del umbral tonal es el umbral descendente, es este caso se realiza comenzando con intensidades altas y descendiendo posteriormente. En general se considera que el umbral ascendente es más preciso que el descendente. De hecho, el umbral tonal por vía aérea a una determinada frecuencia estaría definido por la mínima intensidad a la que el paciente ha respondido al menos dos veces (de 4 presentaciones) en las series ascendentes. Una vez estudiado el oído más sano, se explora el oído peor.

Tras finalizar la determinación de los umbrales de la vía aérea, se estudia la conducción ósea. Para ello lo único que debemos hacer es sustituir los auriculares por un vibrador que colocamos sobre la mastoides, sin que tenga contacto con el pabellón auditivo. La sistemática de exploración será idéntica a la utilizada en el estudio de la vía aérea. La averiguación del umbral óseo es mucho más delicado de realizar y de interpretar debido a que casi siempre se debe eliminar la audición del oído opuesto por medio del enmascaramiento, lo que es absolutamente indispensable como veremos más adelante.

El gráfico en el que se representan los datos obtenidos en la audiometría tonal se conoce con el nombre de audiograma

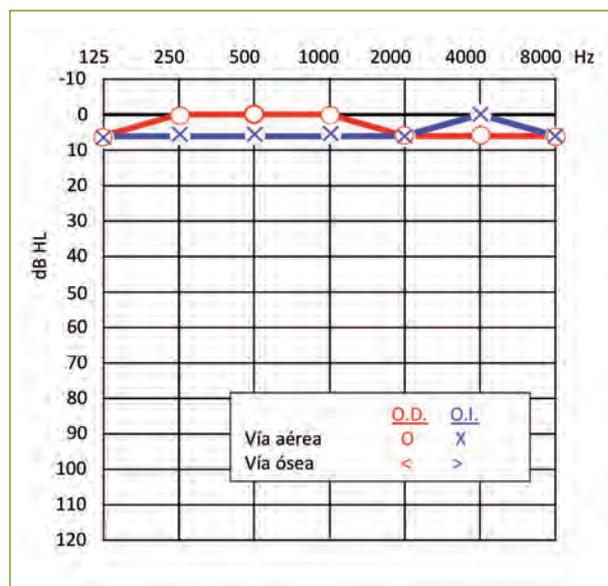


Figura 1

Audiograma de un paciente con normoacusia bilateral. Los umbrales tonales aéreos del oído derecho se representan con un círculo y en rojo, mientras que los correspondientes al oído izquierdo con una aspa y en azul.

(figura 1). Los resultados se apuntan utilizando símbolos estandarizados universalmente. En las abscisas se colocan las frecuencias de 125 a 8.000 Hz (de 128 a 8.192 Hz si usamos intervalos iguales de octavas) y en las ordenadas, en sentido descendente, se anotan las pérdidas en dB en relación al eje 0 que representa el umbral normal para las vías aéreas y óseas. Una vez anotados los umbrales para cada frecuencia, estos se unen obteniendo una línea de trazado continuo para la vía aérea y de trazo discontinuo para la vía ósea.

APLICACIONES CLÍNICAS

La audiometría tonal liminar es una exploración de la función auditiva que debe ser efectuada siempre que un paciente manifieste un problema en su audición. Solo está justificada su ausencia en aquellos enfermos, como los niños de corta edad, que por sus características de escasa colaboración no permiten la realización de la prueba.

Se considera que los umbrales auditivos son normales cuando la media de los mismos está por debajo de los 20 dB (2). De todos modos no podemos considerar el umbral auditivo como una magnitud de valor “absoluto”, como un límite perfecto que nos permite separar la audición perfecta de la que no lo es. La audición integra otros factores además de la percepción de un sonido puro.

La audiometría tonal liminar nos permite también averiguar el grado de pérdida auditiva. Habitualmente se utilizan los criterios del Bureau International de Audiophonologie, BIAP, para su clasificación (2). Para llevarla a cabo calculamos la media de los umbrales de audición aérea para las frecuencias 500, 1.000, 2.000 y 3.000 Hz, obteniendo así la pérdida media de cada oído. Si una de las frecuencias no es audible, es decir, no hay respuesta se considera una pérdida de 120 dB. Una vez obtenido la pérdida auditiva media podremos definir el grado de hipoacusia atendiendo a la clasificación de la tabla 1.

Tabla 1

Grados de hipoacusia según el BIAP (pérdida media para las frecuencias 500, 1.000, 2.000 y 3.000 Hz)

| | |
|----------------------------|------------|
| Audición normal | ≤20 dB |
| Hipoacusia leve | 21-40 dB |
| Hipoacusia moderada | |
| - primer grado | 41-55 dB |
| - segundo grado | 56-70 dB |
| Hipoacusia grave | |
| - primer grado | 71-80 dB |
| - segundo grado | 81-90 dB |
| Hipoacusia profunda | |
| - primer grado | 91-100 dB |
| - segundo grado | 101-110 dB |
| - tercer grado | 111-119 dB |
| Hipoacusia total o cofosis | 120 dB |

Un dato fundamental que obtenemos con la audiometría tonal liminar es la comparación de los umbrales obtenidos por vía aérea con los de la vía ósea pues permiten orientar el asiento de la lesión que ha producido la hipoacusia (3). Cuando nos encontramos con perfiles audiométricos en los que tanto la vía aérea como la vía ósea son patológicas, pero ambas curvas están juntas o muy próximas, la hipoacusia es perceptiva o neurosensorial (figura 2). Al contrario, en las hipoacusias de transmisión o de conducción las dos curvas están separadas, con una conducción ósea dentro de la normalidad y una

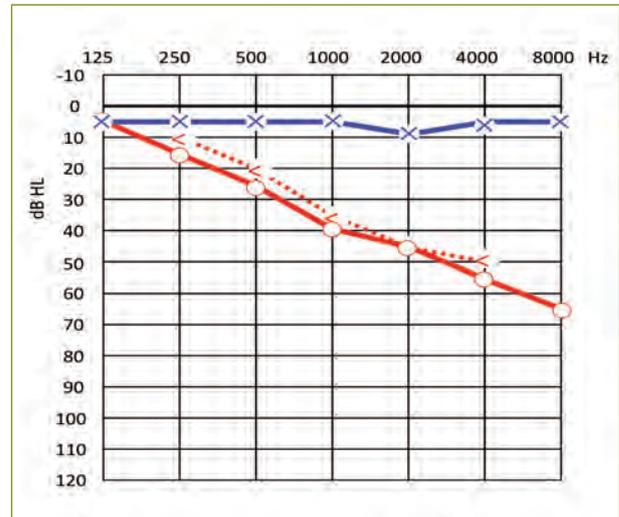


Figura 2

Audiograma de un paciente con hipoacusia de percepción del oído derecho y normoacusia del oído izquierdo.

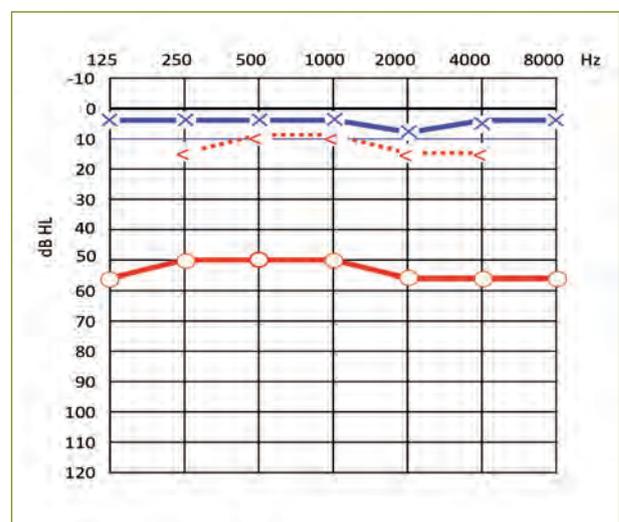


Figura 3

Audiograma de un paciente con hipoacusia de transmisión del oído derecho y normoacusia del oído izquierdo.

conducción aérea disminuida. La diferencia entre los umbrales de la vía aérea y los de la vía ósea en cada frecuencia se conoce con el término de *gap* o *Rinne audiométrico* (figura 3).

Enmascaramiento

El enmascaramiento o ensordecimiento es esencial en la audiometría tonal porque si no se tiene en cuenta se pueden cometer múltiples errores en la estimación del umbral auditivo (4, 5). Un sonido emitido en un oído puede ser percibido por el otro al existir una transmisión ósea (transcraneal) del sonido. En la conducción aérea una estimulación de 50 dB puede estimular el oído contralateral mientras que en la conducción ósea esta transmisión existe sea cual sea la intensidad del estímulo. Por lo tanto, deberemos enmascarar si al explorar la vía aérea la diferencia en los umbrales entre los dos oídos es mayor o igual a 50 dB y teóricamente siempre que exploremos la vía ósea. Por último, siempre que la diferencia entre la audición por vía aérea del oído que está peor es igual o superior a 50 dB de la audición por vía ósea del oído que está mejor, se deberán enmascarar el oído mejor para obtener el umbral del oído peor.

El enmascaramiento supone la presentación de un ruido en el oído que no se va a explorar para que no perciba el sonido con el que se está estimulando el oído que se estudia. Se presenta siempre por vía aérea y el tipo de ensordecimiento más efectivo es el ruido de banda estrecha (*narrow band noise* o NBN) que está compuesto de una estrecha banda frecuencial centrada en la frecuencia a estudiar, si no se dispone de él se puede usar el ruido blanco (*white noise* o WTN) que contiene todas las frecuencias del espectro auditivo a la misma intensidad.

El enmascaramiento debe cumplir los criterios de *eficacia* (el sonido enmascarante debe tener la intensidad suficiente para enmascarar el oído que se quiere eliminar) y de *no repercusión* (el sonido enmascarante no debe afectar al oído que se estudia):

■ *Criterio de eficacia.* La intensidad mínima eficaz para ensordecer un oído es igual a la intensidad del sonido con la que se está explorando el otro oído, más el valor del gap o el Rinne negativo (si lo hubiese) en dB del oído a enmascarar, más el Δ ("delta") de ensordecimiento. El Δ de ensordecimiento corresponde al número de dB necesario para hacer desaparecer el umbral de un sonido-test presentado por vía ósea. Es específico para cada sonido y es del orden de 15 dB para el WTN y de 5 dB para el NBN.

■ *Criterio de no repercusión.* La intensidad máxima sin repercusión corresponde a la intensidad del sonido con la que se está explorando el otro oído más la intensidad en dB correspondiente a la atenuación interaural del sonido enmascarante emitido por vía aérea, es decir, 60 dB. La atenuación interaural corresponde a la amortiguación auditiva que tiene lugar al pasar el sonido de un lugar del cráneo al otro y corresponde a unos 60 dB para la vía aérea. Si la intensidad eficaz es superior a la intensidad de no repercusión nos encontramos con un sobreenmascaramiento y entonces el enmascaramiento resulta imposible con este método.

Existe otro método de enmascaramiento denominado de *meseta* o de *plateau* que resulta muy fácil de aplicar y asegura un enmascaramiento efectivo sin riesgo de sobreenmascaramiento.

Se utiliza NBN o en su defecto WTN. En primer lugar se obtiene el umbral de la señal de enmascaramiento en el oído a ensordecer ("M") y a continuación el umbral tonal a la frecuencia estudiada en el oído explorado, sin aplicar ningún enmascaramiento. Se presentan los dos sonidos a la vez (el tono puro se suele presentar de forma discontinua), percibiendo el sujeto las dos señales simultáneamente. A partir de M se eleva la intensidad de la señal de enmascaramiento en 10 dB y se presenta de nuevo la señal tonal discontinua en el oído a explorar; si el paciente la oye, se eleva de nuevo el enmascaramiento otros 10 dB y se repite la presentación de la señal tonal; si el paciente la recibe se ha obtenido la "meseta" y con seguridad el umbral tonal obtenido es el real. En las etapas iniciales de la exploración es habitual que para poder percibirla haya que elevar la intensidad de la señal tonal discontinua en la misma proporción que se incrementa la señal del enmascaramiento, hasta que se llega al umbral real, es decir, a la meseta. Se llega a la meseta cuando el umbral tonal no se modifica después de tres incrementos sucesivos del ruido de enmascaramiento.

AUDIOMETRÍA SUPRALIMINAR

INTRODUCCIÓN

La audiometría supraliminar incluye un conjunto de pruebas especiales que se caracterizan por utilizar como estímulos sonidos cuya intensidad está por encima del umbral

de audición, a diferencia de la audiometría liminar que utiliza sonidos con intensidades alrededor del umbral. En realidad, la audiometría supraliminar no es una única prueba sino que está constituida por un conjunto de test que se utilizan fundamentalmente en el estudio de las hipoacusias perceptivas.

OBJETIVO DE LA TÉCNICA

Todas las pruebas incluidas en el término común de audiometría tonal supraliminar tienen como objetivo establecer el diagnóstico topográfico de las hipoacusias perceptivas (coclear *versus* retrococlear), es decir, intentar determinar el asiento de la lesión que está provocando la hipoacusia perceptiva. Para ello tratan de poner en evidencia los fenómenos de distorsión sonora propios de las citadas hipoacusias. Estas distorsiones son:

- el fenómeno de reclutamiento (*recruitment*) que es una distorsión de la intensidad de la sensación sonora. Consiste en que para una misma intensidad de sonido el oído percibe una sensación sonora mayor de la que debiera, es decir, el oído con reclutamiento tiene una sensación sonora mayor que la de un oído sano para un sonido de idéntica intensidad. Es la distorsión propia de las hipoacusias neurosensoriales de origen coclear o cocleopatías. Al lesionarse las células ciliadas externas, cuya función es amplificar los sonidos de poca intensidad, se dejan de percibir los sonidos débiles, por lo que solamente los sonidos de intensidad fuerte, que estimulan directamente las células ciliadas internas, se perciben con normalidad (ver capítulo 2 sobre la anatomía funcional del oído interno). De esta forma se ve reducido en campo auditivo originando el reclutamiento;
- y el fenómeno de adaptación auditiva (o fatiga perestimuladora). Es una distorsión de la temporalidad de la sensación sonora consistente en una disminución de la sensibilidad auditiva cuando se estimula el oído con un sonido continuo. Dicho de otro modo, tras una estimulación sonora prolongada en el tiempo se produce una elevación de los umbrales auditivos. Es propio de las hipoacusias neurosensoriales neurales o retrococleares.

EQUIPO Y TÉCNICA DE REGISTRO

El equipo utilizado para la realización de la audiometría tonal supraliminar es el audiómetro clínico, similar al empleado

en la audiometría tonal. La técnica de registro varía según la prueba que queramos emplear. Como ya se ha dicho anteriormente existen diferentes exploraciones incluidas en el término genérico de audiometría tonal supraliminar. Entre las pruebas que estudian el fenómeno de reclutamiento están: test de Jerger, de Fowler (o equiparación de volúmenes), de Lüscher-Zwislocki o el test de Metz de la impedanciometría. Por otro lado, entre las pruebas que investigan el fenómeno de adaptación patológica están el *tone decay test* y el *réflex decay test* de la impedanciometría. Sin embargo, no todas se utilizan con la misma asiduidad siendo el test de Jerger, el test de Fowler y el *tone decay test* las pruebas que con más frecuencia se aplican en la práctica clínica. Por medio de la impedanciometría también es posible identificar la presencia de ambos fenómenos, para el reclutamiento utilizamos el test de Metz y para la adaptación patológica el Réflex decay (ver capítulo 5.1).

1. Fenómeno de reclutamiento

a) Test de Jerger o SISI test (6)

Es la prueba más utilizada. SISI es el acrónimo inglés de “Índice de sensibilidad a incrementos cortos” (*Short Increment Sensitivity Index*). En ella se hace oír un sonido de una determinada frecuencia unos 20 dB por encima del umbral auditivo y cada 3-5 segundos (a intervalos irregulares para que no haya aprendizaje) se aplican pequeños incrementos de tan solo 1 dB y con una duración de 0,2 s. El sujeto debe identificar estos pequeños incrementos, anotándose el porcentaje de aciertos para cada frecuencia testada. Las frecuencias que se estudian son las que han mostrado umbrales auditivos elevados en la audiometría tonal. Los resultados se pueden representar en una gráfica denominada sisigrama (figura 4) y se interpretan de la siguiente manera:

- < 20% de aciertos: reclutamiento negativo;
- 20-60% de aciertos: resultado dudoso;
- > 60% de aciertos: reclutamiento positivo;

b) Test de Fowler o de equiparación binaural de volumen

Es un test que no siempre se puede utilizar, pues se precisa que haya una diferencia mayor de 30 dB entre los umbrales tonales aéreos de ambos oídos (sin que tampoco exista una hipoacusia profunda) y que el oído más sano presente un umbral menor de 25 dB. Para su ejecución se emite a ambos auriculares un sonido con la misma frecuencia pero a distintas intensidades. A intensidades bajas el oído con

AUDIOLOGÍA

EXPLORACIÓN SUBJETIVA DE LA AUDICIÓN. AUDIOMETRÍA TONAL

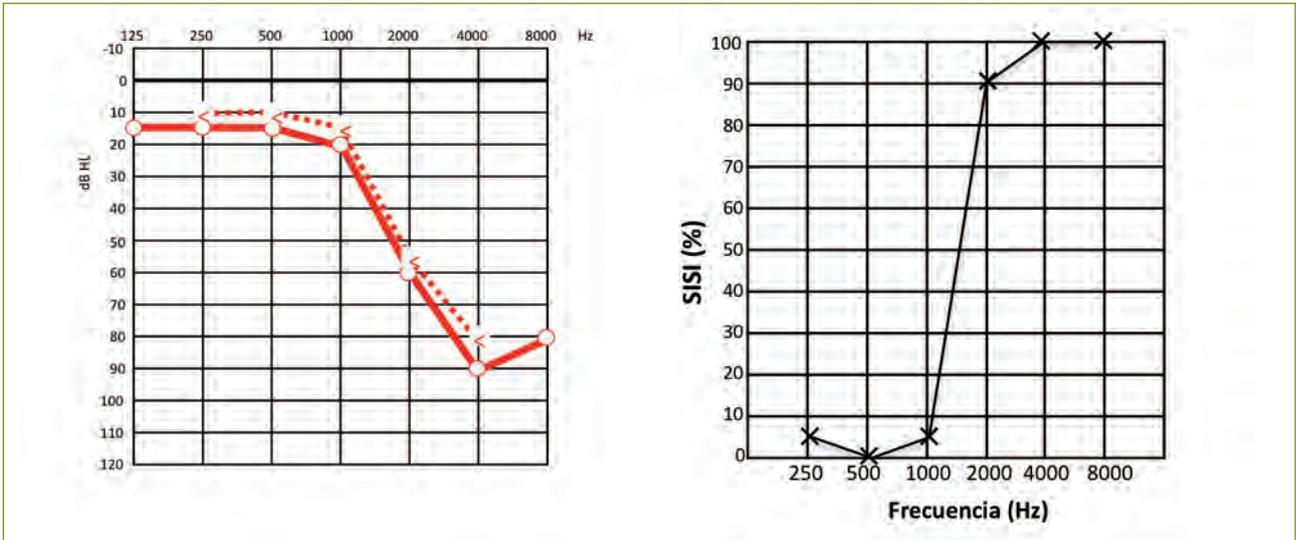


Figura 4

Audiograma y sisigrama correspondientes a una hipoacusia perceptiva de oído derecho en frecuencias agudas. En el sisigrama se aprecian unos porcentajes elevados en las frecuencias que están afectas en la audiometría lo que significa que el reclutamiento es positivo. Por lo tanto, la hipoacusia es probablemente de origen coclear.

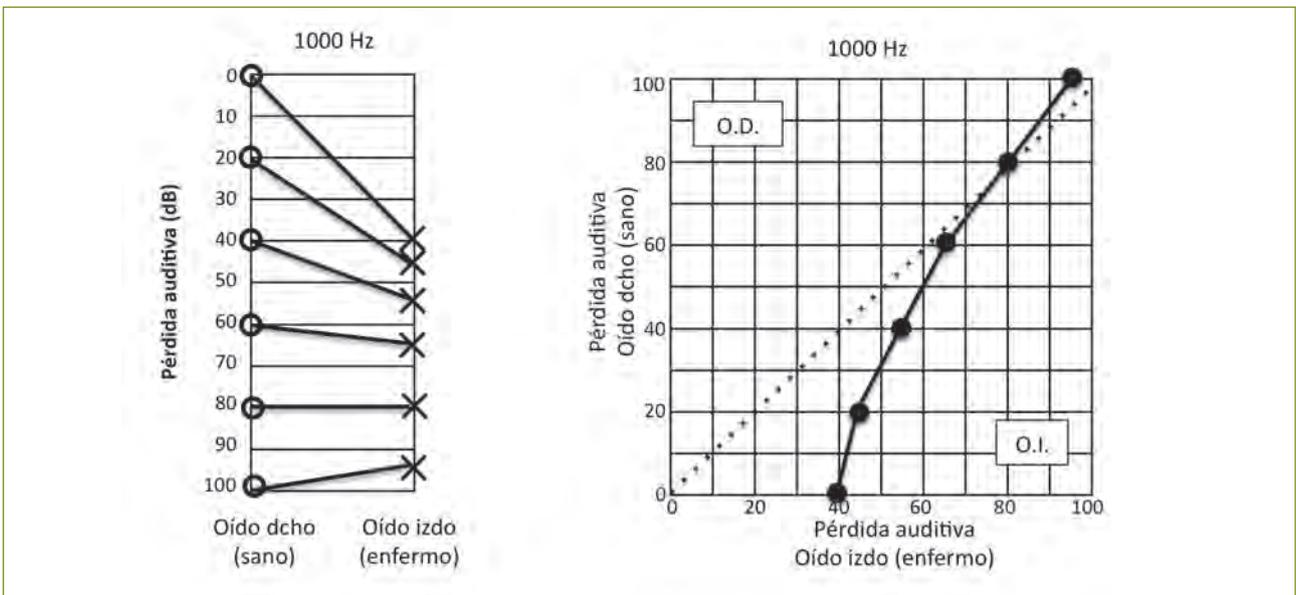


Figura 5

Test de Fowler o de equiparación binaural correspondiente a la frecuencia 1.000 Hz del enfermo de la figura 2. Como se aprecia en la figura de la derecha existe un sobrerclutamiento.

hipoacusia precisa de mayor intensidad que el oído normal para percibir la misma sensación. Según aumentamos la intensidad estas diferencias se van acortando hasta equipararse, lo que significa que existe reclutamiento o que el reclutamiento es positivo (figura 5).

2. Adaptación auditiva patológica

La prueba más utilizada es el *tone decay test* de Carhart o prueba de deterioro del umbral tonal (7). Tras conocer el umbral auditivo de la frecuencia a explorar, se le pasa al enfermo ese sonido a esa intensidad durante un minuto. Si lo oye durante un minuto, la exploración es negativa y, por lo tanto, normal para la frecuencia analizada. Si por el contrario, deja de oír el sonido antes de transcurrido el minuto, se eleva la intensidad 5 dB y se le vuelve a pasar durante otro minuto. Se sigue subiendo la intensidad en intervalos de 5 dB hasta que el paciente es capaz de oír el sonido durante un minuto. La interpretación de los resultados es como sigue:

- <5 dB%: normalidad.
- 5- 20 dB: dudoso.
- >20 dB: adaptación patológica.

APLICACIONES CLÍNICAS

La audiometría supraliminar se utiliza siempre que hayamos identificado una hipoacusia de perfil perceptivo en la audiometría tonal liminar. Es cierto que ha caído en desuso al generalizarse la exploración radiológica con resonancia magnética en el estudio diagnóstico de las hipoacusias neurosensoriales. Sin embargo, no debemos olvidar que una hipoacusia perceptiva no estará bien estudiada y documentada hasta que no hayamos realizado una audiometría supraliminar.

Tras haber identificado una hipoacusia perceptiva o neurosensorial deberemos intentar identificar la presencia de

reclutamiento y/o adaptación auditiva patológica por medio de los test correspondientes. La comprobación de que existe adaptación auditiva patológica en el estudio de una hipoacusia perceptiva nos va a sugerir que su origen es retrococlear o neural. Si en los test demostramos la existencia de reclutamiento la hipoacusia será de origen coclear o encoclear.

Resumiendo, una hipoacusia originada por una lesión coclear tendrá un reclutamiento positivo (SISI positivo) y una adaptación patológica negativa (*tone decay* negativo). Por el contrario, una hipoacusia provocada por una lesión neural o retrococlear tendrá un reclutamiento negativo (SISI negativo) y una adaptación patológica positiva (*tone decay* positivo).

BIBLIOGRAFÍA

1. AEDA. Normalización de las pruebas audiológicas (I): La audiometría tonal liminar [en línea]. *Auditio: Revista electrónica de audiolología*. 15 de febrero de 2002, vol. 1 (2), 16-19. <http://www.auditio.com/revista/pdf/vol1/2/010201.pdf>
2. Recomendación del BIAP 02/1. Bureau International d'Audiophonologie. Lisboa 1997. Disponible en <http://www.biap.org>
3. Gómez, J. Pruebas clínicas de la audición. En: *Audiología. Técnicas de exploración. Hipoacusias neurosensoriales*. Barcelona: Ars Medica, 2003, pp. 1-16.
4. British Society of Audiology: Recommendations for masking in pure tone threshold audiometry. *Br J Audiol*, 1986; 20: 307-314.
5. Bess, F.; Humes, L. Audiologic measurement. En: *Audiology: the fundamentals*. Baltimore: Williams and Wilkins, 1990: 73-116.
6. Jerger, J. F.; Shedd, L.; Harford, E. On the detection of extremely small changes in sound intensity. *Arch Otolaryngol*, 1959; 69: 200-211.
7. Carhart, R. Clinical determination of abnormal auditory adaptation. *Arch Otolaryngol*, 1957; 65: 32-39.

5.3. AUDIOMETRÍA VERBAL

ALICIA HUARTE IRUJO* Y LAURA GIRÓN

INTRODUCCIÓN

La palabra hablada es una señal acústica compleja, que está organizada lingüísticamente y permite la comunicación verbal. El objetivo de la audiometría verbal es evaluar la percepción y reconocimiento auditivo de dicha palabra hablada. El espectro sonoro de la palabra hablada se extiende desde las frecuencias graves a las frecuencias agudas, siendo las frecuencias comprendidas entre 250-4.000 Hz, las que mayor información de los diferentes fonemas ofrecen.

Para identificar los fonemas de la palabra hablada, el oído se basa en bandas de frecuencia donde se concentra la mayor parte de la energía sonora de un sonido, denominados formantes. Se define un formante como el pico de intensidad en el espectro de un sonido, donde se concentra mayor energía en una determinada frecuencia. Los formantes permiten distinguir los sonidos del habla humana, sobre todo, las vocales y otros sonidos consonánticos sonoros. En el habla, dichos formantes están determinados por la resonancia que se produce en el tracto vocal según la configuración de los resonadores que caracterizan a un fonema determinado frente al resto.

El formante con la frecuencia más baja se designa *F1*, el segundo *F2*, el tercero *F3*, etc. Normalmente solo los dos primeros formantes son necesarios para caracterizar una vocal, especialmente en las lenguas con menos de seis vocales como el español. En las vocales, los dos primeros formantes se determinan principalmente por la posición de la lengua. *F1* tiene una frecuencia más alta cuanto más baja está la lengua, es decir, cuanto mayor abertura tenga una vocal, mayor es la frecuencia en que aparece el *F1* (/a/ es abierta, /i u/ son cerradas). El *F2* tiene mayor frecuencia cuanto más hacia delante está posicionada la lengua, es decir, cuanto más anterior es una vocal, mayor es el *F2* (/i/ es anterior, /u/ es posterior) (1).

Los formantes superiores, del cuarto al sexto, se cree que caracterizan el habla individual de cada persona, el timbre.

En las consonantes oclusivas y fricativas los formantes son menos claros y esos sonidos son percibidos en gran medida gracias al efecto sobre las vocales adyacentes, donde los formantes involucran más energía sonora o sonoridad. En las consonantes sordas, que se producen sin la vibración de las cuerdas vocales como las fricativas (/s, /f/, /z/, /j/) y africadas (/ch /) predominan los componentes frecuenciales agudos, dados por los ruidos que genera la fricción del aire en el tracto vocal. Muchos sonidos importantes para la inteligibilidad del habla y la consecuente comprensión verbal tienen componentes agudos. Por ejemplo, la consonante /s/ tiene un contenido lingüístico importante como marcador de plural (la nube/las nubes) y de persona (habla/hablas) y, como consecuencia, es la consonante más frecuente del español. Este fonema concentra casi toda su energía en la gama de los agudos, su pico más intenso ronda los 4.000 Hz. Las nasales tienen un formante adicional (*F3*) en torno a los 1.500 Hz. Las consonantes róticas, por su parte, presentan pequeñas oclusiones y, en el caso de la múltiple (/r/ como en río), aparecen formantes vocálicos (2).

Tabla 1

Primer y segundo formante de las vocales en castellano. Martínez Celdrán 1986

| Formantes de las vocales | | |
|--------------------------|-------------|-------------|
| Vocal | Formante F1 | Formante F2 |
| u | 320 Hz | 700 Hz |
| o | 500 Hz | 800 Hz |
| a | 800 Hz | 1.200 Hz |
| e | 500 Hz | 1.800 Hz |
| i | 320 Hz | 2.100 Hz |

Con los formantes y/o puntos de mayor energía de los diferentes fonemas de la lengua se traza una representación gráfica de los diferentes fonemas en el audiograma clínico, considerando la frecuencia de los mismos y su intensidad, creando con esta información un gráfico que semeja una banana. Con ello se correlaciona en el audiograma tonal, la percepción auditiva de los diferentes fonemas en frecuencia

*Alicia Huarte Irujo. Dpto de ORL. Clínica Universidad de Navarra. Avda Pío XII, 36. Pamplona 31008. Navarra. España. Teléfono de contacto: 948 255 400. Extensión: 4651. E-mail: ahuarte@unav.es

AUDIOLÓGÍA

EXPLORACIÓN SUBJETIVA DE LA AUDICIÓN. AUDIOMETRÍA VERBAL

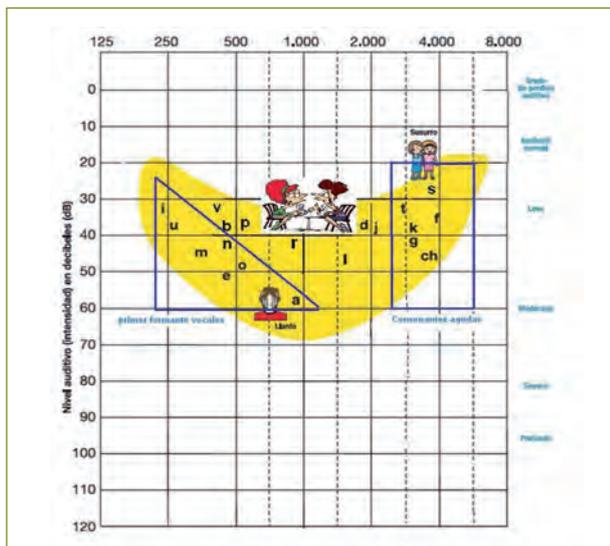


Figura 1

Audiograma con los fonemas del habla.

e intensidad, ayudando a comprender las limitaciones que puede presentar una persona con diferentes grados de hipoacusia en su discriminación de la palabra hablada.

OBJETIVO DE LA TÉCNICA

La capacidad de una persona para entender el habla ha de ser considerada como el parámetro más importante que podemos medir en el estudio de la función auditiva (3).

La audiometría verbal es una valoración cualitativa de la audición que nos da información del estado funcional de la misma. Obviamente las limitaciones en la percepción de la palabra solo pueden evidenciarse utilizando como estímulo la palabra. Existe una correlación muy importante entre los umbrales de la audiometría tonal liminar y la intensidad necesaria para identificar la palabra hablada (4).

Las pruebas de logaudiometría o audiometría verbal evalúan, de menor a mayor dificultad, la capacidad auditiva del paciente para discriminar, identificar, reconocer y comprender auditivamente la palabra hablada.

Para ello, se han establecido una serie de pruebas en los que se emplean listas de fonemas aislados, palabras o frases, que pueden ser pasadas en un contexto cerrado o abierto, con o sin apoyo de la lectura labial y deben estar adaptados al desarrollo madurativo, cognitivo y lingüístico del niño y/o adulto.

Para la selección de los fonemas, palabras y/o frases de la audiometría verbal debemos conocer algunas de las características de nuestra lengua española (5) que nos permitan identificar las unidades más sensibles de la misma. Una de las características de la lengua española es la redundancia, que juega un papel importante en la selección de material para la audiometría verbal. Se basa en el hecho de que el mensaje ofrece más información que la estrictamente necesaria para decodificar el mensaje y representa el mecanismo de defensa del sistema de comunicación frente a perturbaciones como el ruido. La frecuencia de palabras relativamente largas colabora a incrementar la redundancia, así como la estabilidad fonológica por la existencia de 5 vocales. Por ello, las palabras utilizadas en español en las pruebas verbales deben considerar y así lo hacen esta característica de la lengua (6).

En la evaluación de la palabra hablada hay que tener en cuenta la edad de la persona a la cual se va a examinar y desarrollo lingüístico que posee.

EQUIPOS Y TÉCNICA DE REGISTRO

La metodología, el equipo necesario y la composición del material verbal para estas pruebas están reglamentados por las normativas internacionales IEC 645/2 relativa al equipamiento para la audiometría verbal (7) e ISO 8253-3/3 relativa a los test para la audiometría verbal (8).

A la persona que se le va a examinar, se le introduce en una cabina insonorizada, donde se van a realizar las pruebas verbales o logaudiométricas a través de un audiómetro.

El modo de presentación de las mismas puede ser a viva voz, que es útil principalmente para ancianos, niños y personas con patología asociada, dado que el ritmo de presentación se adecua a las necesidades del sujeto examinado o en grabación que proporciona mayor estabilidad, mayor

comodidad, mejor calibrado, mayor simplicidad y evita labio-lectura (9).

La presentación de dichas pruebas se realizan bien a través de altavoces (campo libre), bien insertores y/o auriculares dependiendo del objetivo a conseguir. Se utiliza campo libre es decir escucha por medio de altavoces, cuando el objetivo es el de conocer la situación auditiva con/sin diferentes ayudas técnicas. Se usan los insertores o auriculares cuando evaluamos cada oído por independiente o conjuntamente sin ayudas técnicas (10).

Esta pruebas existen en diferentes lenguas en este capítulo nos referiremos a las más utilizadas en la lengua española (11).

Se entiende por contexto cerrado la condición en la que el paciente tiene la posibilidad de elegir, de entre varias respuestas previamente seleccionadas, aquella sobre la que es interrogado. Estas pruebas de elección cerrada implican la identificación auditiva de los elementos presentados y son de menor dificultad que las presentadas en un contexto abierto. Estas pruebas presentadas en contexto cerrado se utilizan frecuentemente en niños con deficiencias auditivas y en el seguimiento de personas implantadas con implantes cocleares y /o implantes de tronco cerebral principalmente. El contexto abierto implica que el paciente no dispone de respuestas anteriormente acotadas, ni tiene delante de sí ningún material escrito que le ayude a responder a la cuestión planteada. Exige al menos el reconocimiento auditivo de la palabra hablada.

En general en una consulta rutinaria, las pruebas verbales que se utilizan para el diagnóstico son las presentadas en contexto abierto, principalmente palabras bisílabas en castellano, por ser las más frecuentes en dicha lengua. Asimismo son de utilidad en el seguimiento de personas implantadas y/o portadoras de audífonos.

PRUEBAS EN CONTEXTO CERRADO

La prueba se lleva a cabo en una cabina insonorizada, con un audiómetro, bien con auriculares / insertores o en campo libre con audífonos / implante coclear / implante de oído medio, situándose el examinado a un metro del altavoz/altavoces. El test se ejecuta a viva voz o por medio de una grabación en CD a intensidad controlada por el examinador.

El apoyo gráfico siempre está presente en la realización de la prueba porque el niño de corta edad con sospecha de hipoacusia es capaz de ejecutar una acción motora (señalar una imagen por ejemplo) con menor dificultad que repetir palabras que se le presentan.

A continuación se describen algunas de las pruebas usadas en lengua española:

Test de Ling

Utiliza 6 fonemas (A, I, U, S, SH, M), diferentes frecuentemente, que cubren el espectro de la palabra, la persona examinada debe identificar el sonido y repetirlo o señalarlo en los dibujos que tiene delante de él (12). Se utiliza generalmente en niños.

Test de Percepción Temprana de la Palabra (Early Speech Perception test ESP)

Test diseñado por J. Moog y A. Geers (13) del “Central Institute for the Deaf” (St. Louis, EE.UU.); adaptado a la lengua española (10). Dirigido principalmente a niños. Se han elaborado 2 versiones: *standard*, para los niños de edades comprendidas entre 4 y 15 años y la simplificada, para niños de 2 a 4 años. El objetivo de la prueba consiste en categorizar la percepción de la palabra en aquellos pacientes con hipoacusias profundas. Existen cuatro categorías definidas por las siguientes características:

- **Categoría 1: no percepción de patrones auditivos.** Los niños son incapaces de discriminar auditivamente incluso entre palabras que difieren en su duración (ej., sol vs. pelota).
- **Categoría 2: percepción de patrones auditivos.** Esta categoría incluye a los niños que han desarrollado mínimas habilidades en la percepción de la palabra. En el nivel inferior los niños comienzan a discriminar entre palabras de una serie cerrada que difieren en la duración. En el nivel superior realizan esta discriminación de la duración y también de palabras con diferente acentuación (ej., pato vs. bebé).
- **Categoría 3: limitada identificación de palabras.** Incluye niños que demuestran una mínima habilidad para usar la información espectral o la entonación. Son capaces de discriminar entre palabras de estrés y duración similar cuando son presentadas en serie cerrada y cuando

las palabras contienen unas vocales altamente diferenciadas (ej., perro vs. silla).

■ **Categoría 4: consistente identificación de palabras.** Se demuestra una gran facilidad para la utilización de la información espectral en la discriminación de palabras monosilábicas. Diferencian entre monosílabas presentadas en una serie cerrada relativamente amplia (ej., 12 posibilidades).

- a) **Versión *standard*:** la prueba consta de 3 gráficos con 12 imágenes cada uno de ellos.
- b) **Versión *simplificada*:** como en la versión anterior se evalúan los mismos objetivos. Es un test de emergencia en el que se emplean aquellos objetos, juguetes, que sean familiares para el niño (pelota, coche, etc.), no existiendo ninguna lista preparada. Antes de comenzar es preciso realizar un preentrenamiento con el fin de que el niño llegue a discriminar pares de objetos de diferente longitud, comenzando con apoyo visual y auditivo. Debe responder correctamente a 6 ítems consecutivos, antes de considerar que la tarea ha sido comprendida por el niño. Se seleccionan al menos 4 objetos en función de los intereses del niño. Se requerirán 6 respuestas correctas para pasar a la categoría superior.

PRUEBAS EN CONTEXTO ABIERTO

La prueba se realiza en cabina insonorizada, la persona es testada empleando auriculares o insertores o en campo libre sin/con audífonos o implante coclear o implante de oído medio. En esta última situación, el paciente se encuentra situado a un metro de cada altavoz. La intensidad de estimulación es controlada por el examinador. El test es ejecutado a viva voz en los pacientes menores de 10 años o por medio de una grabación en CD en aquellos mayores de esta edad y la presentación es única, sin permitirse la repetición del ítem.

Cada lista de las palabras y/o frases se presentan a diferentes intensidades y el niño/adulto al escucharlas las debe repetir. Se considera una respuesta correcta cuando el niño o el adulto repite la misma palabra sin alterar ningún fonema y/o repite correctamente las palabras que conforman la frase. Los resultados se expresan en porcentajes. No se utiliza apoyo de la lectura labial, ni de material gráfico.

Se anota en cada intensidad, el número de términos comprendidos, lo que permitirá construir la Curva de Inteligibilidad.

Test de bisílabas

El material acústico está constituido por listas de palabras bisilábicas estandarizadas pertenecientes al vocabulario cotidiano, desarrolladas por Marrero-Cárdenas (14) en español. Esta compuesto por 15 listas con 20 palabras bisílabas cada una, para niños y 20 listas con 25 palabras bisílabas cada una para adultos. Es la primera grabación realizada en formato digital en lengua española. Las palabras aparecen en la lista con la misma proporción que en el lenguaje hablado (>20%); deben estar representados todos los fonemas del lenguaje hablado. Son palabras del vocabulario cotidiano. Deben tener el mismo número de sílabas. Deben tener una dificultad similar, es decir, su índice de fragilidad debe ser semejante. En castellano las palabras más frecuentes son las bisílabas.

Cada lista de las palabras se presenta a diferentes intensidades y el niño/ adulto al escucharlas las debe repetir. Estas palabras deben ser repetidas de forma exacta por el sujeto, contabilizando el porcentaje de palabras bien contestadas. Se comienza en un sujeto normo oyente a una intensidad de 40dB a la que un sujeto normal capta el 100% de las palabras. De forma progresiva se baja la intensidad de 10 en 10 dB hasta que cometa algún fallo en sus repeticiones. Entonces se incrementa 15dB y se presentan las palabras, se va bajando de 5 en 5 dB hasta llegar al 50% de repeticiones correctas y se continúa bajando hasta llegar al 0% de repeticiones correctas. Se obtiene una curva en forma de S itálica, denominada curva de Inteligibilidad. Dicha curva se representa en una gráfica, en el que el eje de abcisas viene determinado por la intensidad en decibelios del estímulo auditivo y el eje de ordenadas viene determinado por el porcentaje de palabras repetidas correctamente.

En esta curva se definen los siguientes rasgos: 1. Umbral de Audibilidad o Umbral de Detección de la Palabra (UDP) o *speech detection threshold* (SDT) (15). 2. Umbral de inteligibilidad o Umbral de Recepción Verbal (URV) o *speech reception threshold* (SRT), que es el mínimo nivel auditivo al que pueden identificarse el 50% de palabras presentadas, que se encuentra aproximadamente 15dB por encima del umbral tonal de las frecuencias conversacionales. Para la determinación del umbral de recepción verbal, se

recomienda el uso de palabras polisílabas en español, que son de elevada frecuencia de uso, tienen gran redundancia y similar dificultad entre las palabras con todo ello logran pasar de con pocos dB de diferencia de discriminaciones muy bajas (20%) a discriminaciones muy altas (80%) (16).

3. Porcentaje de discriminación, que es la proporción de palabras comprendidas a un nivel de intensidad situado a 35 dB por encima del umbral de inteligibilidad. 4. Máxima discriminación, que está definida por la ordenada que marca el porcentaje de discriminación máxima en el punto culminante. Para ello se va incrementando la intensidad de 10 en 10 dB desde el umbral de recepción verbal hasta llegar al umbral de incomodidad.

En aquellos niños que todavía no son capaces de colaborar para la repetición de las palabras, se puede presentar una lámina de imágenes bisilábicas perteneciente al test de Percepción Temprana de la Palabra Hablada (13). Dichas imágenes están presentes en una mesita delante del niño y en primer lugar se debe constatar que el niño asocia la palabra a la imagen, a partir de este momento se le presentan auditivamente las distintas imágenes y el niño, al escuchar una determinada, señala la imagen correspondiente. La presentación se realiza a diferentes intensidades, y se determina la curva de inteligibilidad tal y como se ha explicado en el párrafo anterior.

La forma normal de curva de inteligibilidad de la palabra en S itálica va a variar dependiendo del tipo de hipoacusia. Así en las hipoacusias de transmisión o conductivas, el reconocimiento de palabras bisílabas aisladas va a alcanzar un reconocimiento > del 90% de las palabras presentadas a una intensidad más elevada, es decir, se mantiene la morfología de la curva de audición normal, desplazada en intensidad. En la hipoacusia neurosensorial, el reconocimiento de palabras bisílabas aisladas está limitado, incluso elevando la intensidad a un nivel confortable, no se incrementa el reconocimiento auditivo de las palabras, al estar afectado el factor de tiempo y /o factor frecuencial. Cuando la lesión es retrococlear, la máxima inteligibilidad obtenida a la menor intensidad posible, disminuye más del 20% al incrementar la intensidad (*efecto roll over*) (17).

El umbral de recepción verbal (URV) > de 15 dB en relación a la media del umbral de las frecuencias conversacionales de la audiometría tonal, indica una disociación entre la audiometría tonal y audiometría verbal, que orienta hacia simulador, no buena colaboración por parte del sujeto examinado, no calibración correcta...

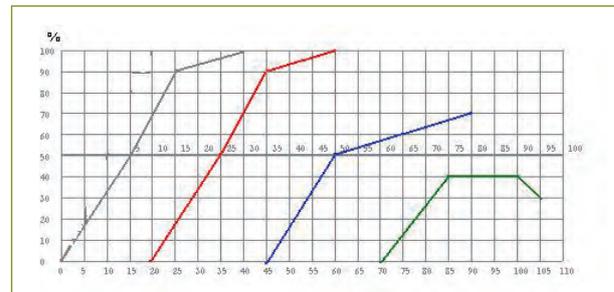


Figura 2

Curva de Inteligibilidad: Curva de inteligibilidad normal (negro); Curva de inteligibilidad de hipoacusia de transmisión (rojo); Curva de inteligibilidad de hipoacusia neurosensorial (azul); Curva de inteligibilidad de hipoacusia retrococlear (verde).

Se debe enmascarar el oído contrario siempre que haya sospecha de que pueda intervenir en los resultados del oído en prueba, es decir, cuando la diferencia entre el umbral de inteligibilidad del oído en prueba y la vía ósea del oído contrario es superior a 40dB, intensidad que corresponde a la atenuación interaural. El ruido enmascarante empleado es el "ruido verbal" (*speech noise*). En su defecto se puede enmascarar con ruido blanco. No se puede aplicar aquí el método utilizado en la audiometría tonal, ya que en esta trabajamos con intensidades a umbral mientras que en las pruebas verbales mantenemos niveles por encima del umbral tonal.

Presentamos la fórmula de enmascaramiento de M. Martín (18):

$$\text{Enmascaramiento} = \text{Intensidad oído en prueba} - 40 (\text{Atenuación Interaural}) + (\text{Diferencia vía aérea-vía ósea}) \text{ del oído contrario.}$$

Para ello:

1. Determinamos a qué intensidad vamos a presentar una lista de palabras. Esta será la intensidad de la señal en el oído en prueba.
2. A esa intensidad, le restamos 40 dB correspondientes a la atenuación interaural. La atenuación interaural ha sido establecida como norma estable en 40 dB.
3. Al resultado le sumamos la máxima diferencia óseo-aérea del oído contrario (aérea menos ósea en la audiometría tonal).

4. Esa será la intensidad necesaria de enmascaramiento en el oído contrario.
5. Cuando pasemos a probar la intensidad siguiente, bastará con variar la intensidad del enmascaramiento en la misma magnitud, pues la atenuación interaural es siempre constante, y también lo es la diferencia vía aérea-ósea del oído contrario.

Test de Frases (CID Sentences test)

Consta de 100 frases distribuidas en 10 listas, que el paciente a de repetir sin ningún tipo de ayuda visual o gráfica. Se valoran las respuestas, contando cada una de las palabras claves que componen la frase y que aparecen subrayadas en las listas. Los resultados se exponen en forma de porcentajes. El test es una adaptación a la lengua castellana del "Every day sentences test" (CID). Ha sido realizado por el Departamento de ORL de la Universidad de Navarra (11siguiendo las pautas y la supervisión de J. Moog y A. Geers del "Central Institute for the Deaf" (St. Louis, EE.UU.) (19).

Frases HINT

Consta de frases en ruido presentadas a través de un CD y el adulto/ niño debe repetir la frase presentada. Utilizado en niños a partir de 6 años de edad. Desarrollado por Nilsson (20) y adaptadas al castellano por Huarte (21) Consta de 240 frases en castellano, 20 frases en 12 listas. Se presentan con/sin ruido a través de un CD y el sujeto debe repetir la frase presentada. La peculiaridad de estas listas es que el ruido es adaptativo y determinan el nivel de intensidad necesario para alcanzar el 50% de reconocimiento de las frases. Las listas mantienen la distribución fonémica. Está disponible en varias lenguas.

Logoaudiometría sensibilizada

Está orientada a identificar déficits en el procesamiento sensorial que afecta a la audición y comprensión de la palabra hablada. En estos pacientes se observa una disociación entre la audiometría tonal liminar y la audiometría verbal, que determina una patología auditiva no periférica o un trastorno del procesamiento auditivo (22).

Incluye una serie de pruebas en las cuales se usan estímulos verbales superiores al umbral de recepción verbal. La presentación es en escucha monóptica, es decir, un estímulo

o dos estímulos en un mismo oído, simultáneamente. O escucha dicótica, donde presentan un estímulo o dos estímulos en los dos oídos, simultáneamente.

Se modifica o distorsiona el mensaje hablado para dificultar la discriminación y poner de manifiesto alteraciones de las vías y/o centros superiores auditivos y/o pseudohipoacusias.

Para la realización de estas pruebas verbales sensibilizadas se deben de modificar diferentes parámetros bien, patrones acústicos de la voz: intensidad, tono, timbre; bien elementos suprasegmentales de la misma: entonación, ritmo... bien elementos segmentales usando filtros, reducciones, ruidos enmascarantes...

Se enumeran y detallan algunas de las mismas:

Logoaudiometría de Carhart

Es una logoaudiometría con cambios constantes y rápidos de intensidad, dirigido a simuladores (pseudohipoacusia).

Método de realización: se inicia la prueba pasando una lista 5dB por debajo del Umbral de inconfort. E inmediatamente otra lista 30 db menos. A continuación otra lista con 25 dB más, es decir, se alternan intensidades con una diferencia de 30 dB y se disminuye progresivamente de 5 en 5 dB. Si estamos ante la presencia de un simulador obtendremos diferencias de 30% ante una misma intensidad de presentación (23).

Prueba de la voz alternada

Sirve para simulaciones unilaterales.

Método: al sujeto se le colocan los auriculares en la cabina insonorizada y se realizan preguntas alternando ambos oídos. Hay que considerar el enmascaramiento en hipoacusias asimétricas > 40dB. La prueba orienta en cofosis unilaterales, pero no da información de umbrales.

Prueba de Lombard

Se fundamenta en el autocontrol auditivo.

Método: si a una persona con audición normal mientras habla se le aumenta progresivamente la intensidad de un ruido enmascarante, por ambos oídos simultáneamente, inconscientemente va a incrementar el volumen de su voz, cuando el ruido enmascarante supere los 40 dB sobre su umbral

auditivo, porque necesita oírse. Si estamos frente a un hipoacúsico, modificará la intensidad cuando el ruido enmascarante alcance los 40 dB sobre el umbral de la hipoacusia. Ello indica el umbral real de su audición. Esta prueba útil en la disfonía psicógena (24).

Logaudiometría con filtros

Palabra filtrada que distorsiona la señal, disminuyendo su redundancia.

Método: se realiza la audiometría verbal convencional, A continuación se filtran las palabras con filtros de paso bajo de 500, 750 y 1.000 Hz con una atenuación de 18 dB/octava. La forma de presentación es monoaural a 50 dB por encima del umbral.

Resultado: los sujetos con alteraciones centrales, en cuanto se enrarece la señal auditiva disminuye drásticamente la discriminación auditiva: < del 60%. Se observan déficits contralaterales en pacientes con lesiones temporales (25).

Prueba de compresión del habla

Los estímulos verbales se modifican, suprimiendo porciones de la señal original, con la consiguiente reducción en tiempo del estímulo. La reducción de la señal original oscila entre 30-60-80%.

Técnica: se realiza monoauralmente. El sujeto debe repetir las palabras presentadas.

Resultado: déficits en el oído contralateral, ipsilateral, bilaterales en pacientes con lesiones de tronco cerebral. Su sensibilidad es moderada en la identificación de disfunciones del SNC, contribuye a la identificación de una lesión central, pero no a la localización de la lesión (26).

Logaudiometría acentual_BOCCA

investiga fenómenos de anomalía de memoria y atención.

Técnica: se presentan frases formadas con 5 palabras acentuadas incorrectamente. Se pide al sujeto que las diga correctamente y a continuación tal y como se han presentado (27).

Logaudiometría y velocidad del mensaje Calearo y Lazzaroni

Se presentan frases de 10 palabras de contenido abstracto a diferente velocidad.

Técnica: se inicia la prueba a 10 dB por encima del umbral de inteligibilidad, a una velocidad de 140 palabras/minuto. Se incrementa la intensidad de 10 en 10 dB hasta alcanzar el 100% de discriminación. A continuación se incrementa la velocidad a 250 p/min y finalmente a 350 p/min (28). Al aumentar la velocidad del mensaje hablado, se llega a un umbral, más allá del cual, el estímulo se convierte en ininteligible.

En general, el umbral es 10 dB peor cuando las frases son dichas a 350 p/min que a 140 p/min. En los sujetos afectados de lesión central esta diferencia es mucho mayor.

Prueba de habla en ruido

Percepción de la voz humana enmascarada con un ruido blanco ipsilateral.

Técnica: se realiza una curva de inteligibilidad. Se repite la curva de inteligibilidad con ruido blanco enmascarante ipsilateral con relación S/N de 0 dB y +10 dB.

Resultado: déficits contralaterales en pacientes con lesiones corticales, lesiones de tronco cerebral, lesiones temporales y aquellos con dificultades de aprendizaje (29).

Prueba de integración binaural

Evaluar las habilidades de integración binaural y disociación binaural.

Técnica: escucha dicótica. Presentación simultánea de distintos estímulos en cada oído.

Se utilizan números, palabras o sílabas. Se exige una atención dividida: atiende a ambos oídos. Se exige atención selectiva: atiende al oído que se le indica. El porcentaje de respuestas correctas se determina para cada oído por separado. A mayor similitud y proximidad acústica que exista entre los ítems, mayor demanda sobre el procesamiento auditivo central (30).

La integración binaural se evalúa con pruebas de escucha dicótica. La escucha dicótica exige la presentación simultánea de estímulos diferentes en cada oído, con el objetivo de evaluar las habilidades de integración binaural y disociación binaural. Estas pruebas poseen una elevada sensibilidad a disfunciones del SNC asociadas a lesiones hemisféricas, interhemisféricas y disfunciones del tronco cerebral. La utilización clínica más frecuente es en el estudio de la dominancia cerebral.

APLICACIONES CLÍNICAS

La utilización de esta batería de pruebas es aplicable en primer lugar en la confirmación diagnóstica de una hipoacusia dada la estabilidad de los resultados verbales en relación al umbral tonal de las frecuencias conversacionales. Asimismo, permite la confirmación diagnóstica de pseudohipoacusias, en aquellas personas simuladoras.

En segundo lugar orienta en la localización topográfica de la lesión. Así en las hipoacusias de transmisión o conductivas, el reconocimiento de palabras bisílabas aisladas va a alcanzar un reconocimiento > del 90% de las palabras presentadas a una intensidad más elevada, es decir, se mantiene la morfología de la curva de audición normal, desplazada en intensidad. En la hipoacusia neurosensorial, el reconocimiento de palabras bisílabas aisladas está limitado, incluso elevando la intensidad a un nivel confortable, no se incrementa el reconocimiento auditivo de las palabras, al estar afectado el factor temporal y/o factor frecuencial. Cuando la lesión es retrococlear, la máxima inteligibilidad obtenida a la menor intensidad posible, disminuye al incrementar la intensidad.

En tercer lugar, evalúa el rendimiento de las diferentes ayudas técnicas: implantes cocleares o implantes de oído medio o audífonos, y orienta en el seguimiento de las personas usuarias de dichos dispositivos.

Por último, forma parte de la evaluación de los trastornos del procesamiento auditivo central.

BIBLIOGRAFÍA

1. Gil, F. J. *Los sonidos del lenguaje*. Madrid: Ed. Síntesis, 1988.
2. Martínez, C. E. *Fonética*. Ed Teide, 1986.
3. Penrod, J. P. *Speech discrimination testing en Katz*, 1985, 235-255.
4. Dubno, J.; Levit, H. Predicting consonant confusions from acoustic analysis. *Journal of the Acoustic Society of America*, 1985, 69: 249-261.
5. Quilis, A. *Fonética acústica de la lengua española*. Madrid: Gredos, 1988.
6. Stockdell, K. G. Classical approaches to measuring discrimination efficiency via word lists. En *Rupp y Stockdell*. 1980, 99-118.
7. I.E.C.645: Audiometers. Part 2: Equipment for speech audiometry. Final draft prior to publication 1979. ISO 8253: Acoustic-Audiometric test methods. Part 3: Speech Audiometry. Borrador de 20-7-92.
8. AEDA. Normalización de las pruebas Audiológicas (II): La audiometría verbal o logaudiometría. *Auditio: Revista electrónica de audiolgía*. 1 Octubre 2002, vol. 1, pp. 34-36.<<http://www.auditio.com/revista/pdf/vol1/1/020301.pdf>>
9. Silman, S.; Silverman, C. A. *Auditory diagnosis: principles and applications*, San Diego Academic Press 1991.
10. American National Standard Institute (1996). *American National Standard specification for audiometers* (ANSI S3.6-1996). New York: Author.
11. Huarte, A.; Molina, M.; Manrique, M. Protocolo para la valoración de la audición y el lenguaje, en lengua española, en un programa de implantes cocleares. *Acta ORL española*, 1996, vol 47; supl 1.
12. Ling, D. *Speech and the Hearing Impaired Child* (2nd ed.), Washington, DC: A.G. Bell Association for the Deaf and Hard of Hearing, 2002.
13. Geers, M. R.; Moog, J. S. Evaluating speech perception skills: tools for measuring benefits of cochlear implants, tactile aids, and hearing aids. En Owens, E.; Kessler D. K. (eds.), *Cochlear implants in young deaf children*. College. Hill Press, 1989, 227-256.
14. De Cárdenas, M. R.; Marrero V. *Cuadernos de logaudiometría*. Madrid: Universidad Nacional de Educación a Distancia UNED, 1994.
15. American Speech and Hearing Association. Guidelines for determining the threshold level of speech. *ASHA* 1977, 19: 241.
16. Hirsh, I. J.; Davis, H.; Silverman, S. R. *et al*: Development of materials for speech audiometry. *J. of Speech and Hearing Disorders*, 1952, 17: 321-337.
17. Jerger, J.; Jerger, S. Diagnostic significance of PB word functions. *Arch Otolaryngol*, 1971, 93: 573-580.
18. Martin, M. *Speech audiometry*. London: Taylor&Francis, 1987.
19. Davis, H.; Silverman, S. R.: *Hearing and Deafness*. New York: Holt Rinehart Winston, 1970.
20. Nilsson, S.; Gelnett, D.: *Development and Norming of a hearing in noise test*. House Ear Institute. Internal Report. 1996.

21. Huarte, A.: The castillian spanish hearing in noise test. *International Journal of Audiology* 2008; 47: 369-370.
22. American Speech Language Hearing Association Task Force on Central Auditory Processing Consensus development. Central auditory processing: Current status of research and implications for clinical practice. *Am. J. Audiol* 1996, 5: 41-54.
23. Carhart, R. Test for malingering. *Transactions of the American Academy of Ophthalmology and Otolaryngology*, 1961, 65: 437.
24. Newby, H. *Audiology* (4th ed). Englewood Cliffs, NJ: Prentice-Hall. 1979.
25. Wilson, L.; Mueller, H. G. Performance of normal hearing individuals on Auditec filtered speech test. *ASHA* 1984, 27: 189.
26. Mueller, H.; Beck, W.; Sedge R. Comparison of the efficiency of cortical level speech test. *Sem Hear*, 1987, 8: 279-298.
27. Bocca, E.; Calearo, C. (1963). Central hearing processes. In: Jerger, J. (ed.), *Modern developments in audiology*. New York: Academic Press, 337-370.
28. Calearo, C.; Lazzaroni, A.: Speech intelligibility in relation to the speed of the message. *Laryngoscope*, 1957, 67: 410-419.
29. Neijenhuis, K. A; Stollman, M. H.; Snik, A. F.; Van del Broek, P. Development of a central auditory test battery for adults. *Audiology* 2001: 40: 69-77.
30. Gadea, M.; Gómez, C.; Espèrt R. Test - retest performance for the consonant - vowel dichotic listening test with and without attentional manipulations. *J. Clin Exp Neuropsychol* 2000; 22: 793-803.

CAPÍTULO 6
EXPLORACIÓN OBJETIVA
DE LA AUDICIÓN

6.1. IMPEDANCIOMETRÍA

AMPARO POSTIGO MADUEÑO*

INTRODUCCIÓN

El término “impedancia” según la RAE (1) a nivel de electricidad es la relación entre la tensión alterna aplicada a un circuito y la intensidad de la corriente producida. Se mide en ohmios. A nivel de definición física es la relación entre la magnitud de una acción periódica y la de la respuesta producida por un sistema físico. En resumen, la impedancia es un término físico que designa el conjunto de factores que oponen una resistencia.

A nivel audiológico, la medida de impedancia o resistencia se refiere a la zona correspondiente al oído medio. En contraposición a la impedancia acústica está la admitancia acústica que es su inversa (2), es decir, la movilidad y en situaciones de estímulos sonoros de frecuencias graves (226 Hz), la movilidad del conducto auditivo va a depender solo de sus componentes elásticos (compliance), por lo que podemos resumir que la inversa de la impedancia es la compliance y esta tiene suma importancia a la hora de comprender los resultados obtenidos en los estudios impedanciométricos.

La impedancia acústica es la resistencia al movimiento vibratorio ocasionado por desplazamiento de volumen, presión sonora y elasticidad de la superficie en un medio de transmisión sonora, esto es, la membrana timpánica y la cadena osicular, cuando el sonido en forma de presión sonora impacta sobre la membrana poniendo en movimiento una serie de mecanismos (3).

OBJETIVO DE LA TÉCNICA

La impedanciometría es un método de medición de la función del mecanismo auditivo periférico (4). Es una exploración objetiva, que no precisa de la participación activa del paciente. Para establecer los objetivos de la impedanciometría hay que valorar la información que cada una de las distintas técnicas que la componen va a facilitar. El objetivo de

la timpanometría es el de evaluar la indemnidad anatómica y funcional de las estructuras del oído medio. El objetivo del estudio del reflejo acústico, su morfología, su umbral, su adaptación, etc., manifiesta la indemnidad o no del arco del reflejo del músculo estapedio, con su valoración de los pares craneales implícitos en él (VIII par y VII par craneales), indemnidad de la zona troncoencefálica donde tienen lugar las conexiones neuronales y la topografía de las hipoacusias neurosensoriales (coclear *versus* retrococlear). El objetivo de las pruebas de función tubárica, tanto a tímpano íntegro como a tímpano perforado, nos informa de la funcionalidad de la trompa de Eustaquio.

EQUIPO Y TÉCNICA DE REGISTRO

El equipo para el registro de estas técnicas es un impedanciómetro o admitancímetro.

Los componentes básicos del impedanciómetro son un auricular que introduce un tono de 226 Hz (otros tonos de sonda también se pueden utilizar) en el conducto auditivo externo, una bomba que modifica la presión en el mismo,

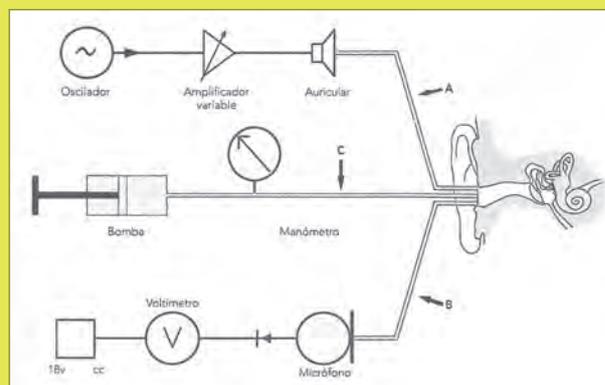


Figura 1
Esquema del impedanciómetro.

* Amparo Postigo Madueño. C/ Juan Sebastián Elcano, 13. Teléfono 615 611 198. 41011 Sevilla. E-mail: apostigo@centroaudiologico.com

arriba y abajo de la presión atmosférica y un micrófono que recoge la diferencia de presión que no ha sido absorbida y se refleja en el conducto auditivo externo (5).

Existen diversos modelos en el mercado, pero el mecanismo es análogo en todos ellos, aunque inicialmente se realizaba con equipos manuales y ahora son automáticos y con grupo de pruebas estandarizadas, cuyos protocolos vienen dados por los distintos fabricantes, se deben conocer las técnicas a emplear, sus indicaciones y, sobre todo, es recomendable que se puedan modificar, en la medida de lo posible, los parámetros para diferentes estudios o investigación. Los equipos de *screening* o cribado rápidos, que son automáticos y cuya función es un examen básico para consulta, habitualmente estudian el timpanograma a 226 Hz y en ocasiones opcionales a 1.000 Hz (para neonatos) (6) y/o reflejo acústico ipsilateral.

Los equipos de diagnóstico efectúan más exámenes: timpanometrías, reflejos acústicos ipsilaterales y contralaterales, función de trompa de Eustaquio, etc.

Pueden poseer más de una sonda (226, 675 y/o 1.000 Hz). Las características genéricas de los impedanciómetros deben indicar: tipo de sonda, manual o automático, rango de medida del reflejo, estímulo de medida del reflejo, tipo de impresión, tipo de pantalla, interface pc, medida y peso. Los equipos deben ser calibrados en un laboratorio autorizado anualmente, pero todos los equipos poseen unas cavidades de calibración (0.5, 2.00 y 5.00 cc), para la realización de la misma en consulta, según la normativa ANSI S3.39 (7).

Asimismo, es recomendable un calibrado biológico frecuente con un oído conocido (del explorador si conoce su normalidad).

Existen unos preparativos previos y pautas al paciente antes de cualquiera de las técnicas de la impedanciometría, que deben llevarse a cabo si se quieren obtener resultados concordantes y veraces. Existen algunas diferencias en los preparativos y pautas si el paciente es un niño.

Pautas al paciente: el paciente debe estar sentado en una habitación tranquila y silenciosa, no tiene que existir insonorización. Se ha de realizar una otoscopia previa a la realización porque si existe cerumen, otorrea, cualquier ocupación del conducto auditivo externo o inflamación del mismo,

está contraindicada la realización de la prueba. Se le explica al paciente en qué consiste la prueba y que no debe realizar movimientos masticatorios ni deglutorios durante la misma, solo respirar de forma tranquila por la nariz. Va a notar cambios de presión en el oído durante la realización de la misma y sonidos intensos de los que no tiene que avisar, pero no debe hacer ningún movimiento para intentar controlarlos. Si durante la realización de la misma hubiese alguna incidencia (dolor, mareo, etc.) se le dice al paciente que avise y se procede a interrumpir la prueba. En los niños, las instrucciones se les deben dar al acompañante, explicándole bien que es una prueba no dolorosa pero que lo fundamental es la ausencia de movimientos durante la misma. Se aconseja que el niño esté en los brazos del acompañante, porque así estará más tranquilo y relajado y se puede tener más control sobre los movimientos de brazos y piernas de los muy pequeños. En los lactantes, cuando habitualmente acuden para otros estudios audiológicos se aprovecha el sueño natural al igual que para los registros de otoemisiones acústicas y potenciales de tronco y no hace falta más instrucciones.

Técnica: se coloca la sonda con una protección (oliva de caucho, silicona, plástico, etc.) en el conducto auditivo externo, el tamaño de la oliva debe ser el adecuado, traccionando levemente del pabellón auricular hacia arriba y atrás, mientras se inserta la misma con movimiento giratorio (en los niños pequeños se tracciona hacia abajo y afuera por la forma de su conducto auditivo externo). La dirección de la sonda es hacia la localización de la membrana timpánica, ya que si se dirige a la pared del conducto auditivo externo puede quedar bloqueada e inducir a errores en los resultados. Cuando la sonda queda perfectamente adaptada al conducto auditivo externo se empieza la prueba. En la prueba se utiliza tono sonda de 226 Hz (de mayor frecuencia en lactantes).

Se detallan a continuación las técnicas fundamentales de la impedanciometría y los resultados que se obtienen correlacionando con los cambios anatomofisiológicos y patología probable.

TIMPANOMETRÍA

Inicio desde +200 daPa (mm de H₂O) hasta -400 daPa, aunque puede llegar en algunos impedanciómetros hasta -500 y -600 daPa (sin que suponga ningún riesgo de lesión de oído medio ni interno).

Se han realizado diversas clasificaciones de los diferentes registros de timpanogramas, pero se utiliza la de Jerger (8) por su mayor difusión y conocimiento. Tipos de Timpanogramas:

- Tipo A: morfología normal con compliancia normal (0.3-1.6 c.c.) (media de 0.7 c.c.) y centrado en 0 daPa (normal de -50 daPa a +100 daPa y en niños hasta -150 daPa). Existen muchos estudios con análisis de estos valores con resultados variables entre distintos grupos (9) pero en nuestra experiencia cotidiana se pueden considerar más frecuentes estos valores, aconsejando que siempre debe ser comparativo en el mismo paciente entre ambos oídos y comparando con pruebas reiteradas en el tiempo. Este tipo de timpanograma indica que existe una indemnidad morfofuncional del conjunto tímpano-oscicular.

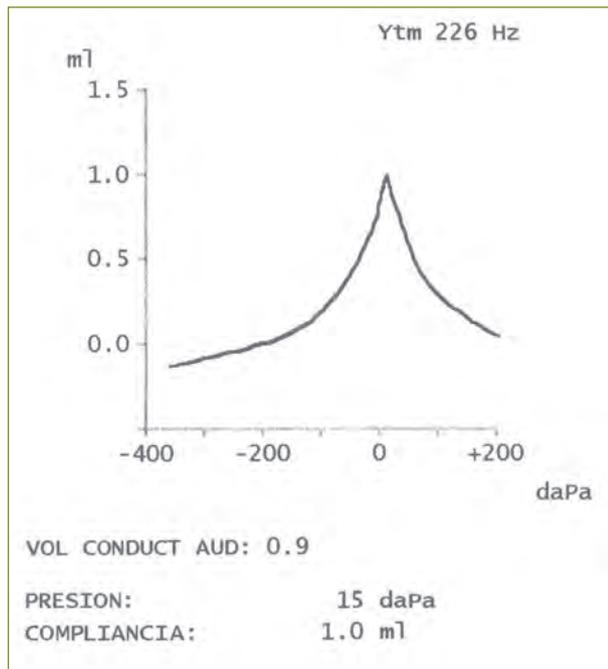


Figura 2

Timpanograma tipo A.

- Tipo A_s: morfología normal con compliancia reducida. Indicativo de posible fijación de la cadena oscicular,

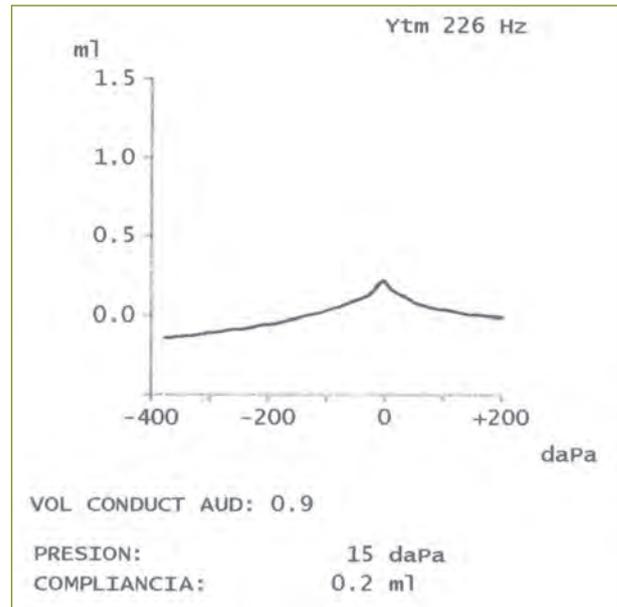


Figura 3

Timpanograma tipo A_s.

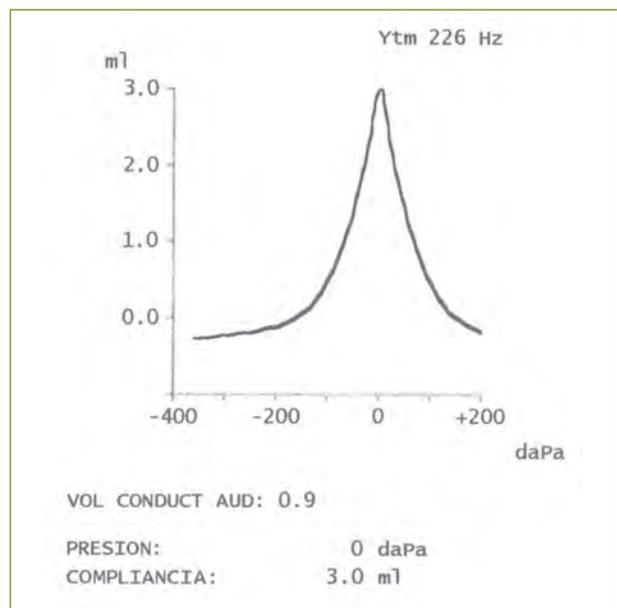


Figura 4

Timpanograma tipo A_d.

AUDIOLOGÍA

EXPLORACIÓN OBJETIVA DE LA AUDICIÓN. IMPEDANCIOMETRÍA

otosclerosis, secuelas postotíticas, timpanoesclerosis, adherencias, etc. (10).

- Tipo A_d: morfología normal con compliancia aumentada. Indicativo de posible hipermovilidad del complejo tímpano-osicular, flacidez de la membrana timpánica, desarticulación, hiperlaxitud articular, etc.
- Tipo B: totalmente aplanado. Indicativo de posible ocupación de oído medio por derrame seroso o mucoso, también aparece en procesos de timpanoesclerosis.

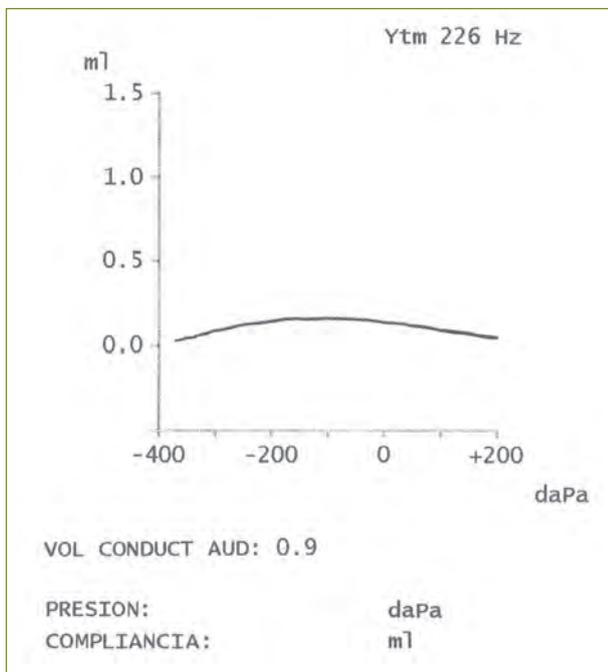


Figura 5

Timpanograma tipo B.

- Tipo C: centrado en presiones negativas con compliancia normal. Indicativo de posible disfunción de la trompa de Eustaquio, en procesos catarrales tubáricos, etc.
- Tipo C_s: centrado en presiones negativas con compliancia reducida. Indicativo de posible disfunción de la trompa de Eustaquio evolucionada previa a la ocupación de oído medio.
- Tipo D: morfología con doble pico, la distancia entre picos es inferior a 100 daPa. Indicativo de posible tímpano monomérico o secuelas postotíticas.

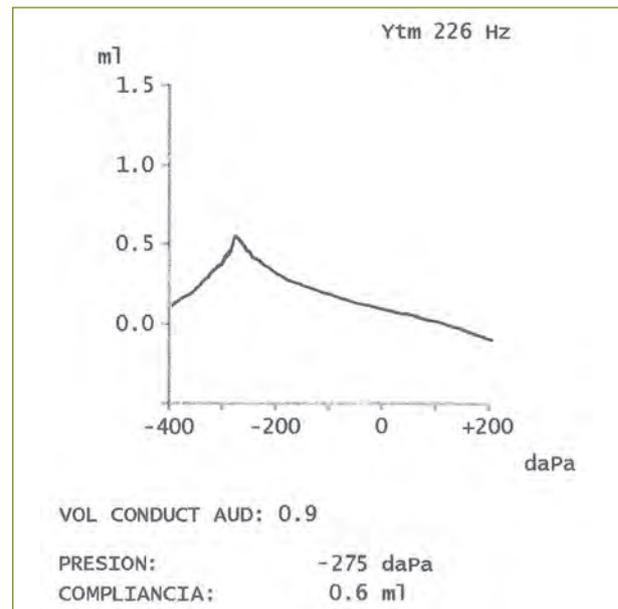


Figura 6

Timpanograma tipo C.

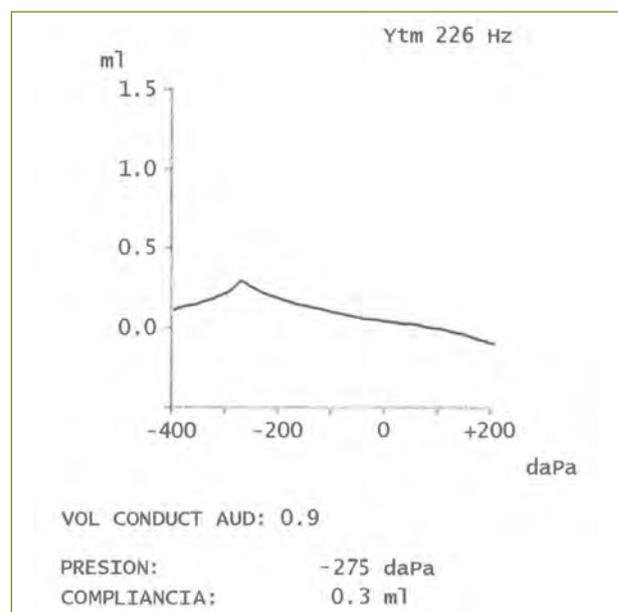


Figura 7

Timpanograma tipo C_s.

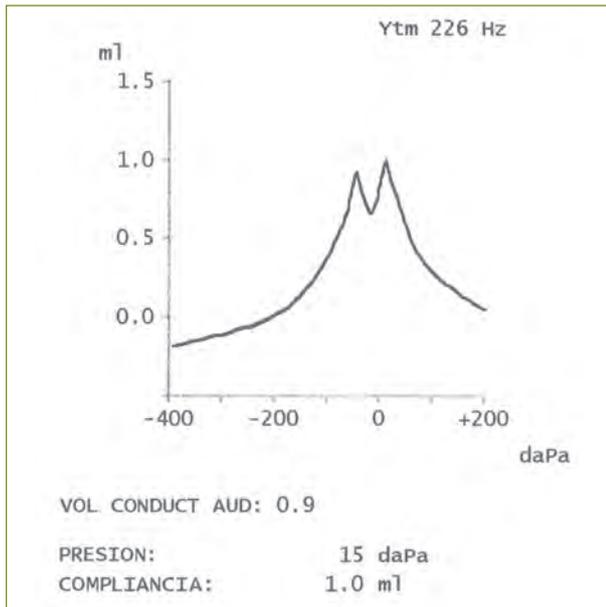


Figura 8
Timpanograma tipo D.

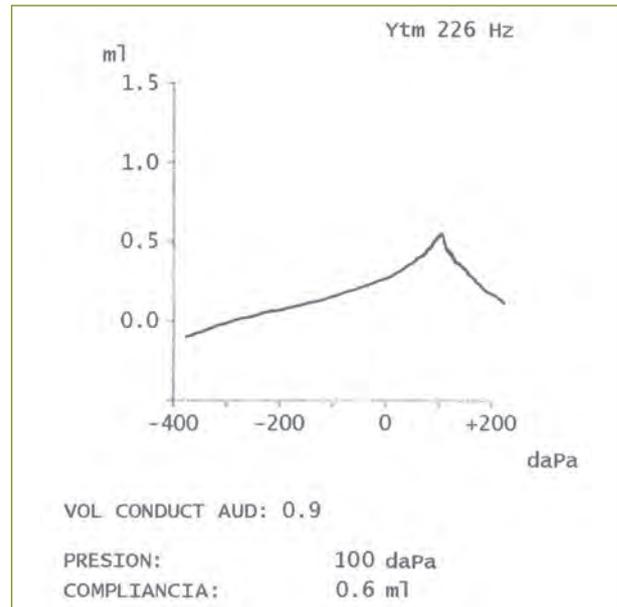


Figura 10
Timpanograma tipo P.

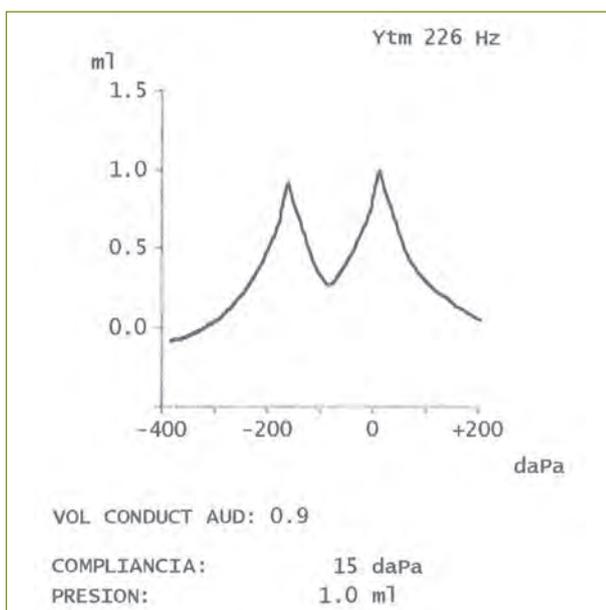


Figura 9
Timpanograma tipo E.

- Tipo E: morfología en “joroba de camello”, la distancia entre picos es superior a 100 daPa. Indicativo de desarticulación de cadena osicular.
- Tipo P: centrado en presiones positivas. Indicativo de posible ocupación de oído externo y/o medio. Puede aparecer en otitis media aguda.

REFLEJO ACÚSTICO

Es aquel desencadenado tras la llegada de estímulos sonoros de fuerte intensidad al oído, condicionando contracciones reflejas de los músculos del oído medio (11). Fija el sistema tímpano-osicular y evita lesiones vibratorias en la transmisión sonora e incluso en la transducción al laberinto. Cada uno de los dos músculos insertados en la cadena osicular (estribo y martillo) desarrolla su propio reflejo defensivo. El reflejo va a limitar la movilidad de la cadena, tensa la membrana timpánica y reduce la sensibilidad del oído.

El reflejo del músculo del estribo presenta una vía aferente constituida por tres neuronas y una vía eferente constituida por una neurona:

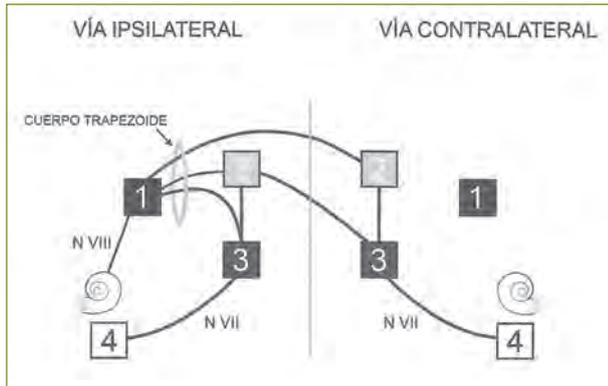


Figura 11

Arco del reflejo acústico, ipsilateral y contralateral. 1. Núcleo Coclear Ventral, 2. Núcleo Olivar Superior Medial, 3. Núcleo Motor del Facial, 4. Músculo Estapedio.

- **Vía aferente:** parte de la cóclea, a través de N. VIII par (N. coclear), conecta en el núcleo coclear ventral, después en el núcleo olivar superior medial ipsilateral y contralateral y en el núcleo motor del N. VII par o facial.
- **Vía eferente:** parte del núcleo motor del N. VII par o facial, del N. facial, una de cuyas ramas es el Nervio estapedio que produce tras su estimulación la contracción del Músculo estapedio.

El reflejo acústico del músculo tensor tympani o músculo del martillo posee una vía aferente análoga al reflejo acústico del estribo hasta la 2ª neurona, luego pasa por el cuerpo trapezoide pero no hay vía directa al núcleo motor del V par o trigémino. Existen dos teorías: por interneuronas en o cerca del núcleo olivar superior medial de ambos lados que van hasta las neuronas motoras del V par o por el núcleo ventral del lemnisco lateral que recibe del cuerpo trapezoide y envían axones desde este núcleo hasta las neuronas motoras del V par.

UMBRAL DEL REFLEJO ACÚSTICO DEL ESTRIBO

Se desencadena con diferente intensidad según las frecuencias, pero suele generarse sobre los 70 dB o más sobre el umbral de audición (menor intensidad para ruido blanco que para tonos puros). El umbral del reflejo acústico del

martillo precisa de 15 dB más que su homólogo estapedial para desencadenarse.

MORFOLOGÍA DE REFLEJO ACÚSTICO DEL ESTRIBO

- **Reflejo normal,** dependiendo de los diferentes fabricantes el registro de este reflejo puede ser registrado como deflexión positiva o negativa, por eso siempre es conveniente informarse antes de comenzar a utilizar un impedanciómetro de cuál es la morfología normal del reflejo. Se estimula durante un segundo de tiempo y aparece una disminución de la compliancia del sistema tímpano-oscicular. El reflejo normal es indicativo de una indemnidad del arco reflejo expuesto, pero puede aparecer tanto en audición normal como en hipoacusias neurosensoriales cocleares, de ahí que no es siempre indicativo de normoacusia.

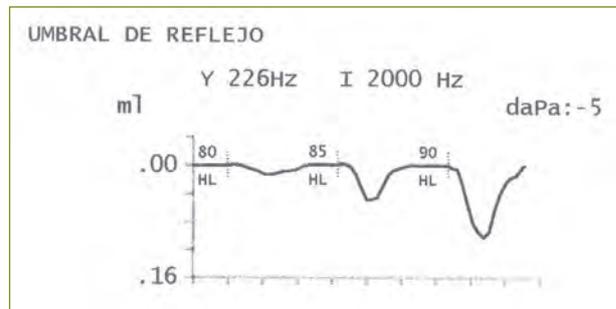


Figura 12

Reflejo acústico normal.

- **Reflejo ausente,** no existe modificación de la línea de base tras la estimulación a la máxima intensidad posible. Es indicativo de posible ocupación de oído medio, por tanto aparece en las hipoacusias de transmisión por otitis serosa, también en la fijación de cadena oscicular como la otosclerosis y en hipoacusias neurosensoriales retrococleares y en las de grado severo y profundo.
- **Reflejo "on-off",** existe una deflexión negativa al principio y al final del registro del reflejo. Es indicativo de posible proceso de fijación incipiente de cadena (otosclerosis inicial o subclínica).

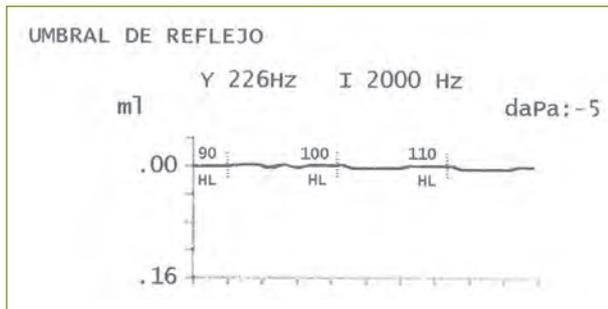


Figura 13
Reflejo acústico ausente.

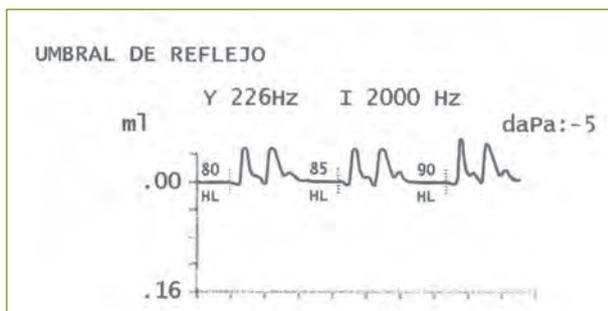


Figura 14
Reflejo acústico "on-off".

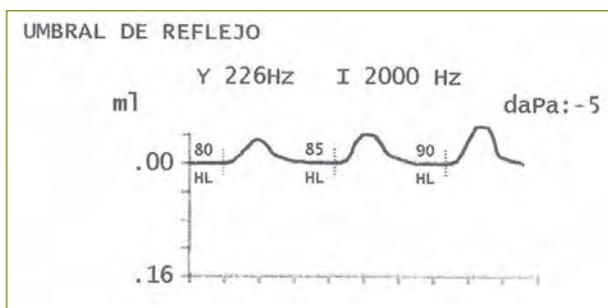


Figura 15
Reflejo acústico invertido.

■ *Reflejo invertido*, existe una configuración inversa al registro de reflejo normal, con aumento de la compliancia (12). Se discute si es artefacto o realmente un cambio en la contracción normal del músculo del estribo por la contracción del músculo del martillo. Es indicativo de posible proceso de fijación completa de platina del estribo, también aparece en hipoacusias profundas y cofosis.

El registro del reflejo se realiza en modo ipsilateral cuando el estímulo y la sonda están en el mismo oído y el registro es contralateral cuando el estímulo está en el oído contrario al de la sonda.

El umbral del reflejo es aquel en el que la respuesta equivale al 10% de la amplitud de la respuesta máxima. Se encuentra situado entre 70-100 dB por encima del umbral audiométrico.

El umbral en el modo contralateral varía 10-15 dB respecto al modo ipsilateral.

Test de Metz. Cuando la diferencia entre el umbral del reflejo acústico y el umbral tonal liminar es de 60 dB o menos es compatible con existencia de recruitment en las hipoacusias neurosensoriales, es test de Metz positivo, propio de las hipoacusias cocleares.

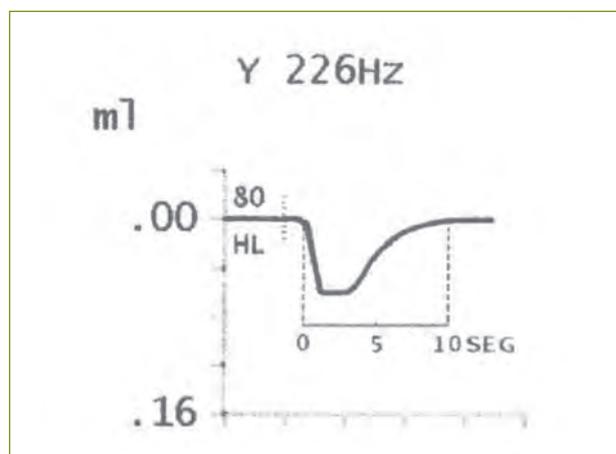


Figura 16
Adaptación positiva del reflejo acústico.

AUDIOLÓGÍA

EXPLORACIÓN OBJETIVA DE LA AUDICIÓN. IMPEDANCIOMETRÍA

Si la diferencia es de 65 dB o mayor es test de Metz negativo y se observa en las normoacusias y en las hipoacusias retrococleares.

Adaptación del reflejo acústico (Reflex Decay Test) (13). Cuando se consigue la respuesta de contracción muscular, la tendencia es a la adaptación, es decir a disminuir la amplitud de la respuesta mientras se estimula.

Se realiza a 10 dB por encima del umbral del reflejo, durante 10 segundos y se valora como positiva la disminución del 50% de la amplitud del mismo a partir de la mitad del tiempo (5 segundos) en las frecuencias de 500 y 1.000 Hz, ya que 2.000 y 4.000 Hz pueden presentar esta adaptación de forma fisiológica.

PRUEBAS DE FUNCIÓN TUBÁRICA

■ **Con tímpano íntegro.** Se realiza la prueba de Williams (14). Se realiza un timpanograma en condiciones normales, a continuación se da una presión de +400 daPa, se pide al paciente una deglución y se realiza un segundo timpanograma que aparece centrado en presiones más negativas, a continuación se da presión de -400 daPa, se pide al paciente una nueva deglución y se realiza un tercer timpanograma aparece centrado en

presiones más positivas. La variación de presión de 10-15 daPa tras cada una de las maniobras son normales. Cuando la función de la trompa es anormal, por trompa perezosa u obstrucción el registro va siempre a timpanogramas en presiones positivas tras las degluciones.

■ **Con tímpano perforado.** Se realiza la prueba de Holmsquit (15). Tras situar al sistema en una presión de +400

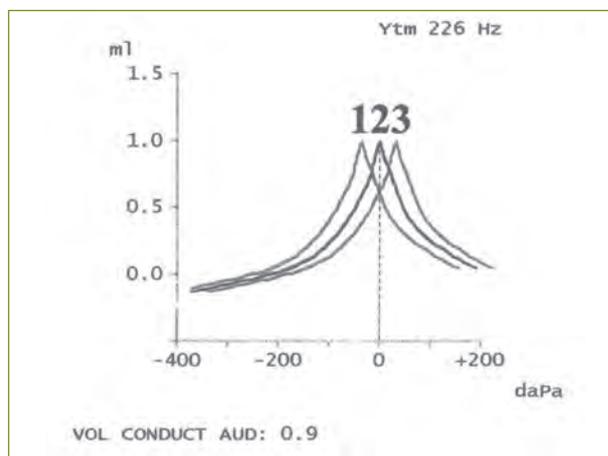


Figura 18
Función tubárica anormal (tímpano íntegro).

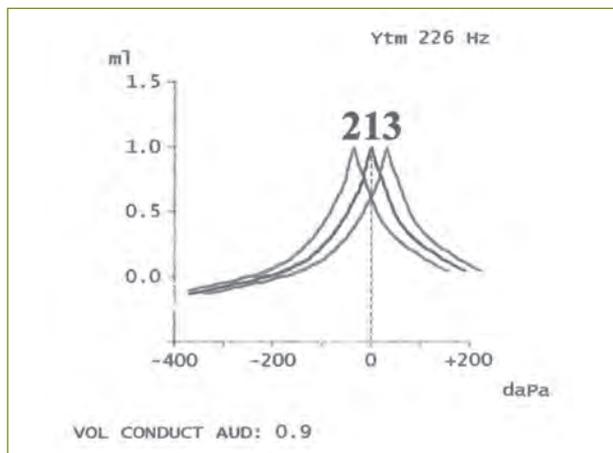


Figura 17
Función tubárica normal (tímpano íntegro).

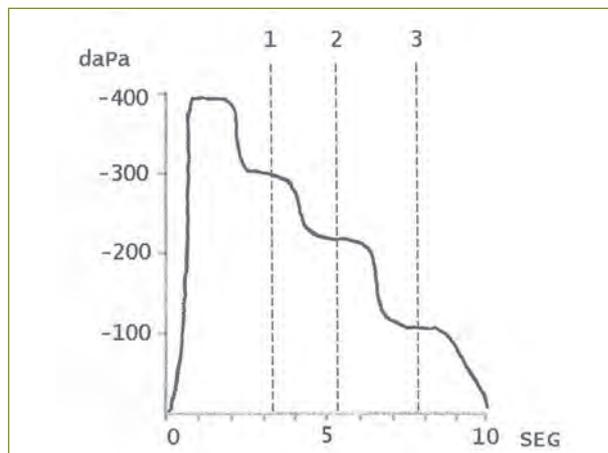


Figura 19
Función tubárica normal (tímpano perforado).

daPa, y tras indicar al paciente 3-4 degluciones, si desciende a 0 daPa, la función tubárica es normal. Si no se consigue llegar al 0 daPa la función tubárica no es normal.

APLICACIONES CLÍNICAS

Las aplicaciones clínicas fundamentales de la impedanciometría son:

- Validación del estado de oído medio (caja timpánica y huesecillos). Por tanto indicado tanto en la edad infantil como adulta para evaluar la ocupación o no de la caja del tímpano y la evaluación de la integridad de la cadena osicular.
- Validación de la funcionalidad de VIII y VII par craneales (por la funcionalidad del reflejo del músculo estapedio). Con las pruebas impedanciométricas se puede evaluar también la posible afectación del VII par (indicación del estudio del reflejo en las parálisis faciales) y su correlación con la evolución clínica. Asimismo afectación de la región troncoencefálica donde se llevan a cabo las sinapsis del reflejo acústico, pueden alterar la presencia del mismo.
Por la determinación del umbral del reflejo acústico, podemos por el test de Metz orientar si la hipoacusia neurosensorial es de componente coclear o retrococlear. Igualmente, por la adaptación patológica del reflejo son prueba de ayuda en diagnóstico precoz de hipoacusia neurosensorial retrococlear.
- Validación de la función de la Trompa de Eustaquio (con tímpano íntegro y con perforación timpánica). Indicado en los profesionales que trabajan con cambios de la presión atmosférica (submarinismo, aviación, etc.).

Aunque en otros países se utiliza como parte del protocolo del cribado auditivo escolar y en trabajadores de la industria, no es lo habitual en nuestro medio, siendo más utilizada la audiometría tonal liminar como prueba indicada para estos cribados.

BIBLIOGRAFÍA

1. RAE disponible en: <http://www.r.a.e>.
2. Salesa Batlle, E. *Tratado de Audiología*. 2ª Ed. Barcelona: Ed. Elsevier-Masson; 2013, pp. 162-172.
3. Kohen, E. M. *Impedancia acústica*. Buenos Aires: Ed. M. Panamericana S.A.; 1985, pp. 51-65.
4. AEDA. Normalización de las pruebas audiológicas (III): la impedanciometría [en-línea]. *Auditio: Revista electrónica de audiología*. 1 Noviembre 2004, vol. 2 (3), pp. 51-55. <<http://www.auditio.com/revista/pdf/>>
5. Katz, J. *et al. Handbook of Clinical Audiology*. 6ª ed. Baltimore: LWW; 2009, pp. 125-156.
6. Kei *et al.* High frequency (1000 Hz) tympanometry in normal neonates. *J. Am. Acad. Audiol.* 2003, 14: 20-28.
7. Katz, J. *et al. Handbook of Clinical Audiology*. 6ª Ed. Baltimore. LWW; 2009, pp. 157-188.
8. Jerger, J. Clinical experience with impedance audiometry. *Arch Otolaryngol.*, 1970, 92 (4). pp. 311-324.
9. Katz, J. *et al. Handbook of Clinical audiology*. 6ª Ed. Baltimore. LWW; 2009, pp. 157-188.
10. Ballantyne, D. *Handbook of Audiological Techniques*. 1ª Ed. London. B-H; 1990, pp. 115-133.
11. Lyons, M. J. The central location of the motor neurons to the stapedius muscle in the cat. *Brain. Res.* 1978, 143: 437-444.
12. Postigo Madueño, A. y col. Estudio comparativo del reflejo auditivo. Registro normal e invertido. *Anales de Otorrinolaringología*, 1992; 7: 73-76.
13. Anderson, H. *et al.* Early diagnosis of VIIIth-nerve tumors by acoustic reflex tests. *Acta Otolaryngol.*, 1970; 262: 232-237.
14. Salesa Batlle, E. *Tratado de Audiología*. 2ª Ed. Barcelona: Ed. Elsevier-Masson; 2013. p. 162-172.
15. Holmquist J. *et al.* Eustaquian tube function and size of the mastoid air cell system in middle ear surgery. 1977; *Scand. Audiol.* 6, 87-89.

6.2. OTOEMISIONES ACÚSTICAS

ANTONIO MORANT VENTURA*, MIGUEL ORTS ALBORCH
Y JAIME MARCO ALGARRA

INTRODUCCIÓN

Las otoemisiones acústicas (OEA) son sonidos de origen coclear registrados en el conducto auditivo externo. Desde su descubrimiento se definen como una fracción de sonido originada en una actividad vulnerable de la cóclea (1).

Está confirmado su origen en la contracción de las células ciliadas externas (CEE), base fisiológica del amplificador coclear (mecanismos cocleares activos) que incrementan la vibración de la membrana basilar y modulan la excitación de las células ciliadas internas (CCI). La repercusión sobre la audición de esta actividad fisiológica es la capacidad de discriminación frecuencial de la cóclea humana asociada a una audición normal.

Relacionado su origen con las capacidades contráctiles de las CCE, no se conocen plenamente los procesos fisiológicos que lo originan y permiten su registro. Las líneas de investigación más actuales relacionan su producción con imperfecciones en el alineamiento espacial de estas células, y con la capacidad de distorsión no lineal de la cóclea en respuesta al estímulo sonoro de entrada, de modo que se configura una serie de generadores fijos de OEA con distribución espacial (*place fixed*), y otros de localización variable dependientes del estímulo que los origina (*wave fixed*) (2).

Dependiendo del estímulo, y de su mecanismo de origen, se diferencian varios tipos de otoemisiones (tabla 1). Aunque todas ellas son consecuencia del mismo fenómeno fisiológico, con indudable interés para el conocimiento de la fisiología

coclear son las otoemisiones acústicas provocadas por click (OEAP) y los productos de distorsión acústica (PDA), los más empleados en clínica.

OTOEMISIONES ACÚSTICAS PROVOCADAS POR CLICK

OBJETIVOS DE LA EXPLORACIÓN

Las otoemisiones acústicas provocadas (OEAP) son señales acústicas originadas en la cóclea tras su estimulación con un sonido transitorio, habitualmente un click. El objetivo básico de la exploración es la obtención de esta OEA en forma de energía acústica en el CAE, y es para esta función para lo que están diseñados los sistemas de registro.

Las OEAP están presentes en la mayoría de normooyentes y no se obtiene su registro a partir de determinados grados de hipoacusia, por lo tanto, el objetivo buscado cuando se registra una OEAP en clínica, es la detección de su existencia, lo cual nos permite establecer que la audición es normal en la mayoría de los casos de los individuos en los que se obtienen.

EQUIPO Y TÉCNICA DE REGISTRO

En la actualidad en el mercado existen diversos equipos que permiten registrar otoemisiones y ser empleados en clínica como exploración audiológica. Algunos de ellos están diseñados de forma exclusiva para la obtención de este tipo de

Tabla 1

Tipos de otoemisión clasificados según el estímulo y mecanismo coclear de origen

| TIPO | | ESTÍMULO | ORIGEN |
|-----------------------------|------|-----------------------------|------------------------|
| OEA espontáneas | OEAE | Sin estímulo | Reflexión lineal |
| OEA provocadas | OEAP | Transitorio (Click / Burst) | Reflexión lineal |
| OEA sincronizadas | OEAS | Continuo (Tonos) | Reflexión lineal |
| OEA productos de distorsión | PD | Continuo (Tonos) | Distribución no lineal |

*Antonio Morant Ventura. C/ Xabia 7, p. 34. 46010 Valencia. Teléfono de contacto: 607 864 688. E-mail: antonio.morant@uv.es

AUDIOLÓGÍA

EXPLORACIÓN OBJETIVA DE LA AUDICIÓN. OTOEMISIONES ACÚSTICAS

Tabla 2

Equipos para registro de OEAP y otras exploraciones audiológicas (<http://www.otoemissions.org/index.php/en/oea-hardware>)

| | | OEAP | PD | PEATC automatico | PEATC clínico | PEAEE | Timp | Audio |
|-----------------|----------------------|------|------|---------------------|------------------|-------|------|-------|
| Biologic System | AuDX-plus | **** | **** | | | | | |
| Biologic System | ABaer | **** | **** | **** | | | | |
| Biologic System | Scout Sport | **** | **** | | **** | | | |
| Biologic System | Navigator Pro | **** | **** | **** | **** | **** | | |
| GN-Otometrics | Echo-Screen | **** | | | | | | |
| GN-Otometrics | AccuScreen | **** | **** | **** | | | | |
| GN-Otometrics | Capella system | **** | **** | | | | **** | |
| Hortmann AG I | AmDis | | **** | | | | | |
| Hortmann AG I | Echomaster | **** | **** | | | | | |
| Cardinal Health | GSI-60 | | **** | | | | | |
| Cardinal Health | GSI-70 | | **** | | | | | |
| Cardinal Health | Audio Screener | **** | **** | **** | | | | |
| Fischer-Zoth | Echo-Screen | **** | **** | | | | | |
| Fischer-zotz | Echo-Screen-TDA | **** | **** | **** | | | | |
| IHS | SmartDPOAE | **** | **** | **** | | | | |
| Intercaoustic | TEOAE-25 | **** | | | | | | |
| Interacoustic | OtoRead | **** | **** | | | | | |
| LBI | Eclipse | **** | **** | | | | | |
| Maico Diag. | ERO scan | **** | **** | | | | | |
| Neurosoft | Neuro Audio Screen | **** | **** | **** | | | | |
| Neurosoft | Neuro Audio | **** | **** | | | | | |
| Otdynamics | Otoport Advance | **** | **** | | | | | |
| Otdynamics | Otoport Advance | **** | **** | | | | | |
| Otdynamics | Otoport DP+TE | **** | **** | | | | | |
| Otdynamics | Otocheck & Otoport L | **** | **** | | | | | |
| Otdynamics | Otoport Screener | **** | **** | | | | | |
| Otdynamics | Echoport ILO288 | **** | **** | | | | | |
| Otdynamics | Echoport ILO292 | **** | **** | | | | | |
| Path Medical | Sentiero | **** | **** | **** | | | | **** |
| Sonamed | Clarity system | | **** | **** | | | | |
| Starkey-Labs | DP-2000 | **** | **** | | | | | |
| Vivosonic | Integrity V500 | **** | **** | | **** | **** | | |

respuestas, mientras que otros permiten realizar de forma secuencial, con un mismo equipo, esta y otras exploraciones objetivas de la audición de forma secuencial (tabla 2).

Como se ha comentado anteriormente, un click es el estímulo empleado habitualmente para generar esta otoemisión. Este

es un sonido transitorio que se produce cuando se envía a un transductor un pulso rectangular eléctrico de milisegundos de duración (tabla 3). Este estímulo desencadena una respuesta del conjunto de la cóclea generándose emisiones en sus diferentes porciones, respondiendo cada una de ellas en su frecuencia característica (3). También se pueden emplear otros

estímulos (Tone Pip, Tone Burst) que poseen la capacidad de generar respuestas con representación funcional de regiones más específicas de la cóclea, pero son metodológicamente más complicadas de registrar, y no aportan mayor información clínica que las generadas por los habituales click.

Tabla 3

Característica del estímulo transitorio que genera una OEAP

OEAP: ESTÍMULO

Tipo: click no lineal
 Duración: 80-100 μ seg
 Velocidad: 21 /seg
 Intensidad: 80 dB SP

La exploración se inicia con el ajuste de la sonda en el CAE, dispositivo cónico que contiene el altavoz generador del clic, y el micrófono de registro de la respuesta sonora. La sistemática de registro ha de adecuarse a la edad del sujeto a explorar, por lo que hay que elegir una oliva de adaptación de dimensiones adecuadas al diámetro del conducto. Es frecuente tener que realizar la exploración en recién nacidos, en las primeras semanas de vida, casos en los que es preferible obtener las respuestas aprovechando algún periodo de sueño fisiológico. Se coloca el niño en decúbito prono con la cabeza vuelta hacia un lado, de forma que el oído a explorar quede en posición superior facilitando el ajuste de sonda en el conducto auditivo externo del niño sin ningún tipo de presión. En este grupo de edad se suele emplear sondas en las que se ha reducido el voltaje del estimulador para adecuar la señal de entrada a las menores dimensiones del conducto. El registro es más simple en adultos en los que solo hay que ajustar la sonda en el paciente sentado en una cabina insonorizada, indicándole que permanezca en silencio y reduzca los ruidos biológicos, preferentemente los asociados a la respiración y la deglución.

Cuando consideramos que el estímulo emitido a través de la sonda reúne las características adecuadas, hecho que puede ser realizado automáticamente por el sistema, o voluntariamente por el explorador, se inicia la recolección de respuestas que se almacenan en la memoria del *hardware* hasta que se promedian el número de respuestas específico de cada dispositivo. En la actualidad los equipos están configurados para una detección automática del registro, con interrupción del registro cuando se alcanzan unos parámetros frecuenciales, habitualmente establecidos por defecto en cada uno de los sistemas de registro (tabla 2), que el sistema interpreta como representativos de la respuesta en forma de otoemisión.

APLICACIONES CLÍNICAS

Las OEAP están presentes en prácticamente todos los individuos con audición normal. El análisis de diferentes series que estudian su incidencia de aparición establece que estas se registran en el 98% de normooyentes, quedando un mínimo porcentaje de casos en los que no se obtienen a pesar de no existir alteraciones auditivas (4). Se ha buscado una explicación para este hecho, relacionándolo con diferentes situaciones como pueden ser variaciones anatómicas en oído externo y medio, capacidades individuales de generar niveles elevados de ruido biológico, técnica de registro defectuosa o incapacidad de un estímulo determinado de provocar la aparición de la otoemisión (5).

De igual forma que la presencia de una OEAP se asocia a una audición normal, su ausencia deber ser considerada como un indicador de alteración de esta función (6). Desde su descubrimiento se conoce su ausencia en casos de patología coclear que provocan hipoacusia que supere los 30 dB HL. Pero para validar esta afirmación, es necesaria la integridad funcional del oído medio, ya que se produce una modificación de los registros siempre que se encuentre alterada la función de transmisión, de forma que no se registran en casos de hipoacusia de transmisión con elevación de umbrales de la vía aérea por encima de 35 dB HL (7).

La información contenida en un registro de otoemisiones provocadas por clicks no se puede correlacionar directamente con los umbrales del audiograma tonal, ya que ambas medidas son obtenidas con diferentes metodologías. A pesar de ello, los registros aportan cierta información sobre niveles de audición que son el sustento de su aplicación en los programas de cribado de hipoacusia.

Generalizando, se puede afirmar que en situaciones donde los umbrales auditivos son inferiores a 20 dB HL se registran OEAP en el 99% de oídos, por contra, cuando estos superan los 40 dB HL no se suele obtener su registro, quedando una zona del audiograma, entre 25 y 35 dB HL, en la que no se puede establecer una relación clara entre ambas determinaciones (8). En ningún caso aporta información sobre el grado de hipoacusia, no constituyendo una alternativa al audiograma tonal.

Tras estas consideraciones las OEAP se emplean para el estudio de diferentes aspectos en clínica audiológica como puede

ser el cribado de hipoacusia en recién nacidos, lactantes o poblaciones con dificultad para la obtención de umbrales auditivos en la audiometría, así como para el diagnóstico diferencial de la hipoacusia y monitorización de lesiones cocleares.

A pesar de su descubrimiento a finales de la década de los setenta, fue en los años noventa cuando se generalizaron sus aplicaciones clínicas. Se considera la exploración audiológica fundamental en esa década, ya que su desarrollo fue paralelo con el de los programas de cribado de hipoacusia en recién nacidos y lactantes, muchos de los cuales establecen el registro de OEAP como la primera exploración a realizar en una secuencia de cribado multifásico (9).

Tras más de tres décadas de experiencia en esta aplicación clínica, se puede afirmar que las OEAP se registran en la mayoría de recién nacidos y lactantes con audición normal, alcanzando valores de sensibilidad y especificidad comparables a otras exploraciones de cribado. Por su sencillez se ha generalizado su aplicación, y muchos programas la integran como primera exploración secuencial atendiendo a criterios de rapidez y costos.

Los diversos sistemas de registro incorporan diferentes criterios de pasa/falla, todos ellos validados clínicamente, modificables en muchos casos, de los que se derivan variaciones de sensibilidad y especificidad según su rigidez. Estos parámetros son continuamente modificados (tabla 4), siempre buscando la eficacia de la prueba, lo que dificulta las comparaciones de resultados entre diferentes estudios.

Tabla 4

Criterios de paso empleados en el cribado de audición neonatal con OEAP

OEAP: CRITERIOS DE PASO

> 75 % reproductibilidad en bandas de 2 a 4 kHz

Reproductibilidad global > 75 %

S/R > 3 dB en 1.5-2.5-3.5 kHz

S/R > 3 dB en 2,3,4 kHz

Reproductibilidad global > 50 %

Amplitud global > 3 dB

Cuando se compara su rendimiento con otras exploraciones con la misma finalidad, como son los productos de distorsión y los potenciales evocados auditivos automáticos, utilizando como referencia la audiometría por refuerzo visual realizada posteriormente (8-12 meses de vida), no se

encuentran diferencias entre los diferentes métodos. Todos permiten alcanzar los objetivos de un programa de cribado universal de la hipoacusia en recién nacidos y lactantes (10). A pesar de establecerse como una exploración plenamente útil para esta aplicación, su sensibilidad no alcanza el 100%, ya que pueden estar presentes cuando la alteración que genera la hipoacusia se localiza en niveles más centrales del sistema auditivo, como se ha descrito en casos de hiperbilirrubinemia o neuropatía auditiva (11).

Otra posible aplicación clínica es su contribución al diagnóstico diferencial y topográfico de la hipoacusia, ya que debido a su lugar de origen, teóricamente, en aquellos casos de hipoacusia en los que se registran podemos pensar la localización retrococlear de la lesión, aunque siempre sin aportar información sobre su etiología. A pesar de la certeza de ese razonamiento se ha comprobado poca especificidad en la detección de tumores del ángulo pontocerebeloso, debido a que su incidencia de registro está estrechamente relacionada con los umbrales auditivos, y aunque el origen de la hipoacusia no está en la cóclea, en la mayoría de los casos no se obtienen respuestas cuando estos superan los 30 dB HL. Diferentes hipótesis consideran que la lesión compresiva retrococlear acaba provocando una hipoacusia cóclea por compresión vascular o atrofia retrógrada (12).

En cambio, la contribución de las otoemisiones es fundamental para identificar los casos neuropatía auditiva, alteración definida por la ausencia de componentes neurales en los registros de potenciales evocados auditivos del tronco cerebral, que coincide con evidencias fisiológicas del mantenimiento de la función mecánica de las células ciliadas externas, objetivadas mediante el registro de otoemisiones acústicas o de potenciales microfónicos cocleares. En la etiopatogenia de esta alteración están implicados gran cantidad de procesos, siendo muy variables su repercusión sobre la función auditiva (13). Progresivamente se han descrito cada vez más casos que presentan esta asociación de pruebas audiológicas, hecho que ha provocado algunas modificaciones en las formas habituales de cribado, diagnóstico y tratamiento de la hipoacusia, sobre todo, en la edad infantil. La mayor repercusión ha sido la recomendación de iniciar el cribado con potenciales evocados auditivos cuando el niño está ingresado más de 5 días en la unidad de cuidados intensivos neonatal (14).

También podemos emplear estos registros para monitorizar la audición de forma objetiva al constituir un método eficaz

de valoración de la integridad de las CCE. Aunque diferentes trabajos muestran que las OEAP se modifican en el tiempo tras la exposición a ruidos (15) y ototóxicos (16), en la actualidad es escasa su aplicación clínica en este campo debido a la poca especificidad frecuencial intrínseca aportada por este tipo de OEA, si los comparamos con los productos de distorsión acústica (17).

PRODUCTOS DE DISTORSIÓN ACÚSTICA

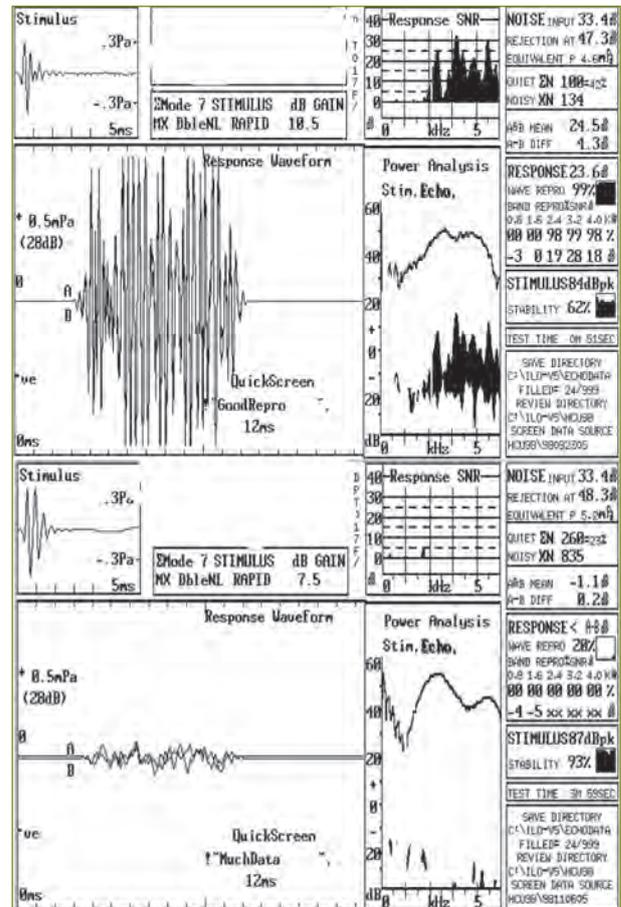
OBJETIVOS DE LA EXPLORACIÓN

Esta exploración audiológica está diseñada para el registro de OEA en forma de productos de distorsión acústica. Estos representan la energía acústica resultante de la incapacidad de la membrana basilar para responder a dos estímulos presentados simultáneamente. Son el resultante del escape de la energía generada por las interacciones no lineales producidas por dos ondas viajeras de frecuencias específicas en diferentes localizaciones de la partición coclear. Por este hecho, mediante una adecuada selección de la frecuencia de los pares de estímulos, se explora con especificidad frecuencial las diferentes regiones de la cóclea donde estos se originan, situada en la porción de la membrana basilar donde se superponen las dos ondas viajeras generadas por los estímulos primarios (18).

El objetivo de la exploración es el registro de PD como representación funcional de la región coclear donde se generan, función que guarda relación con los umbrales auditivos. Los PD están presentes en la mayoría de normooyentes, y reducen progresivamente su amplitud a medida que se elevan los umbrales auditivos, por lo que el registro secuencial de diferentes PD permite conocer el estado funcional de la región coclear asociada a su origen, conocimiento del que se derivan sus aplicaciones clínicas.

SISTEMA DE REGISTRO

La técnica básica de registro se fundamenta en el análisis espectral de la energía acústica resultante de la extracción de la respuesta coclear generada en respuesta a la estimulación acústica por dos tonos. El especial diseño del estímulo que



Gráfica 1

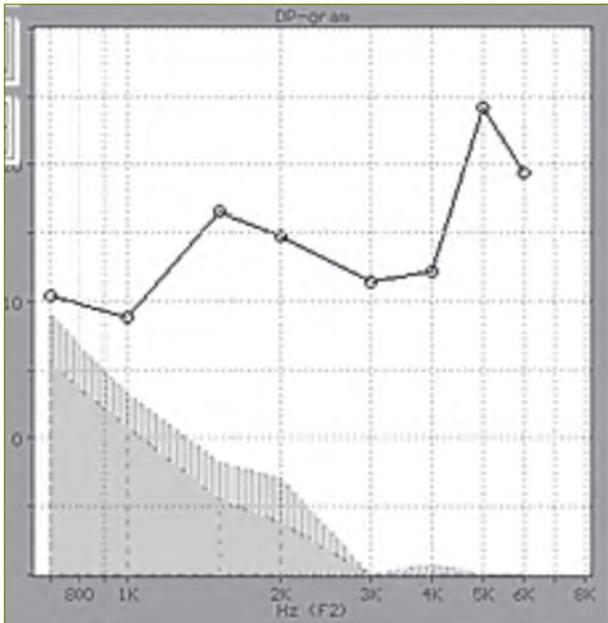
Representación gráfica de registros de OEAP en los que se identifica su presencia en el superior y su ausencia en el inferior.

provoca su aparición hace que los productos de distorsión posean suficiente amplitud suficiente para poder ser registrados, y además sean funcionalmente representativos de la región de la cóclea donde se originan. Se emplean tonos puros, denominados primarios f1 y f2, que guardan una relación entre sus frecuencias de 1.2, y son presentados una intensidad para de f1 (65 dB SPL) 10 dB SPL mayor que la de f2 (55 dB SPL) (tabla 5).

De todos los PD generados por este estímulo, el resultante de la aplicación de la función matemática 2f1-f2 es el de mayor amplitud y facilidad de obtención, siendo este el

AUDIOLÓGÍA

EXPLORACIÓN OBJETIVA DE LA AUDICIÓN. OTOEMISIONES ACÚSTICAS



Gráfica 2

Registro característico de un audiograma de productos de distorsión (PD-grama) en un adulto.

habitualmente registrado en clínica. La respuesta se suele presentar en forma de un audiograma de productos de distorsión (PD-grama), modalidad de análisis que realiza una representación gráfica de las distintas amplitudes (dB SPL) de los PD 2f1-f2 generados tras la variación de la frecuencia de los primarios, manteniendo la intensidad de estos constante. Se pueden registrar tantos 2f1-f2 como pares de primarios empleemos, siendo habitual, buscando una cierta similitud con el audiograma, registrar ocho productos de distorsión 2f1-f2, con frecuencia f2 bastante similar a las testadas en la audiometría tonal liminar (figura 2). En esta gráfica se representa el promedio frecuencial del ruido de fondo y la amplitud del PD medido en el CAE, y se considera como respuesta un 2f1-f2 con amplitud mayor de 3 dB SPL por encima del nivel de ruido. Algunos sistemas de registro omiten los registros de PD de frecuencias más graves debido a la importante contaminación por ruido de fondo existente en dichas frecuencias (19).

Tabla 5

Características de los estímulos continuos que generan un PD

PD: ESTIMULO

Tipo: 2 tonos puros

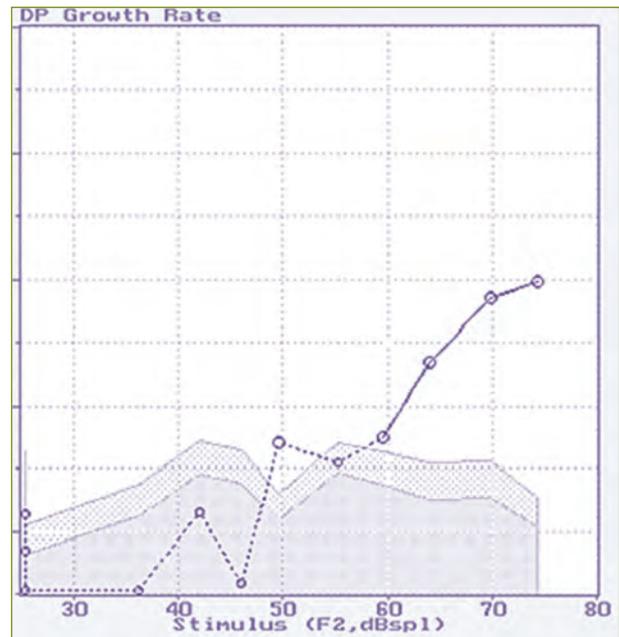
Presentación: continua

Frecuencia: 1.5 / 2 / 3/ 4 kHz

Relación frecuencias primarios: $f2/f1 = 1.2$

Intensidad de primarios: I1= 60 dB / I2=55 dB

Podemos completar el estudio mediante el registro de curvas de crecimiento de la respuesta en función de variaciones de la intensidad del estímulo (curvas de entrada/salida) (figura 3). Estas curvas son útiles para determinar el rango dinámico en el que se generan los PD permitiendo una evaluación completa de la función coclear con intensidades de estimulación umbral y supraumbral. La representación gráfica es la amplitud de los PD generados por primarios de frecuencia constante, que varían progresivamente su intensidad en un rango de 25-75 dB SPL. Un estudio exhaustivo estaría compuesto por 11 curvas, siendo cada una de ellas el resultado de testar los 2f1-f2 generados por frecuencias



Gráfica 3

Registro de curvas de crecimiento de la respuesta en un adulto con audición normal

separadas en intervalos de 1/4 de octava entre 1-8 kHz. Una alternativa es limitar este estudio a aquellas frecuencias del PD-grama donde no se obtienen respuestas, presentan una amplitud reducida, o porque tenemos interés de estudiar una región específica de la cóclea.

La sistemática de registro es similar a la ya comentada para la obtención de OEAP. La intervención fundamental del explorador radica en la selección de las condiciones ambientales en las que se realizan los registros, las condiciones en las que se encuentra el sujeto a explorar, y en un adecuado ajuste de la sonda. A partir de ahí, si estas acciones se han realizado de forma adecuada, los diferentes sistemas de registro realizan automáticamente todas las acciones necesarias para obtener e interpretar las respuesta.

APLICACIONES CLÍNICAS

La adecuada combinación de estímulos y respuestas permite obtener un conjunto de PD 2f1-f2 con buena correlación en adultos entre su amplitud y los umbrales audiométricos (20), ya que en las frecuencias del audiograma que presentan elevación de umbrales, los correspondientes PD están ausentes o con amplitud reducida. Se aprecian importantes reducciones de amplitud de estos cuando los umbrales auditivos se sitúan entre 25 y 50 dB HL, siendo excepcional su registro cuando estos se elevan por encima de 60 dB HL. De este comportamiento dependen las aplicaciones clínicas de este tipo de OEA.

Es posible el registro de PD en neonatos (21), y estos son de amplitud suficiente para emplearse en la medición de la función auditiva por encima de 1.5 kHz si se registran en estado de relajación del niño y en un medio silencioso (22).

Para ello se han diseñado sistemas de registro de PD específicos para ser empleados en programas de cribado de hipoacusia, y a pesar de las diferencias de *hardware* y *software* existentes entre ellos, se han demostrado eficaces para su empleo con este fin (23). Cada uno de estos sistemas ha validado una serie de protocolos automáticos de registro, con diferentes criterios pasa/falla, que simplifican la metodología de recolección de respuestas (tabla 6). Como anteriormente se ha mencionado, su validez para ser integrada en programas de cribado de hipoacusia es equivalente a otras exploraciones empleadas con esta finalidad (10).

En adultos se ha comprobado que las características de los productos de distorsión pueden ser diferentes entre pacientes con hipoacusia neurosensorial con similar etiología. Este hecho abre la posibilidad a que una patología pueda tener diferentes expresiones en función de su localización coclear. En casos de enfermedad de Ménière se han observado todas las posibilidades de relación entre la amplitud de los PD y los umbrales audiométricos, hallazgos que sugieren que esta enfermedad puede expresarse en algunos casos como una alteración periférica, pero central a la actividad funcional de las CCE (24).

En cuanto a la contribución al diagnóstico diferencial entre patología coclear y retrococlear, se ha comprobado que en algunos casos de neurinoma del acústico se aprecian reducciones moderadas de la amplitud de los PD, menores de las esperadas según los umbrales auditivos, hecho que permite diferenciar dos tipos de neurinomas en función de las características que adoptan los PD (25). En un amplio grupo, están los casos que provocan un efecto coclear en los que se aprecia la correlación clásica entre amplitud de PD y umbrales de la audiometría tonal. Pero también encontramos los que provocan un efecto retrococlear, en estos casos

Tabla 6
Diferentes criterios de paso empleados para cribado de audición neonatal con PD

| PARÁMETROS | PD: CRITERIOS DE PASO |
|---------------------------------------|--|
| I1=I2=70 dB F2:2,2,3,2,8,3,3,4 kHz | 2f1-f2 > 5 dB en las 5 frecuencias testadas |
| I1=I2=70 dB F2:2,4,6, kHz | 2f1-f2 - ruido > 3 dB en 2 de 3 frecuencias testadas |
| I1=65 dB, I2=50 dB F2:1,1,5,2,3,4 | 2f1-f2-ruido > 3 dB en 4 de 5 frecuencias testadas |
| I1=65, I2=50 dB F2:2,3,4 kHz | 2f1-f2 - ruido > 5 db en las 3 frecuencias testadas |

se registran PD con amplitud suficiente a pesar de que en la audiometría tonal los umbrales están elevados. De esta forma el registro de PD, en casos de hipoacusia neurosensorial, contribuye a diferenciar el componente sensorial del neural, pero al predominar el primero (efecto coclear) esta exploración audiológica no alcanza valor en el diagnóstico topográfico de la hipoacusia para establecer la sospecha de la posible presencia de un neurinoma del VIII par.

También se aprovecha la estabilidad temporal que mantienen los registros de productos de distorsión en el tiempo, además de su capacidad de modificarse ante agresiones cocleares, para configurar una exploración audiológica que puede emplearse para la monitorización de la función auditiva, incluso para detectar alteraciones subclínicas que aún no se manifiestan en el audiograma. Su registro secuencial en el tiempo puede emplearse para el estudio, seguimiento y control de pacientes expuestos a daño coclear como pueden ser la exposición a ruidos (26), la administración de fármacos ototóxicos (27) o cualquier otro agente potencialmente agresivo.

BIBLIOGRAFÍA

1. Kemp, D. T. Stimulated Acoustic Emissions from the within auditory system. *J Acoust Soc Am* 1978; 64, 5: 1386-1391.
2. Shera, C. A. Mechanisms of mammalian otoacoustic emission and their implications for the clinical utility of otoacoustic emissions. *Ear & Hearing* 2004; 25: 86-97.
3. Kemp, D. T.; Ryan, N. S.; Bray, P. A guide to effective use of otoacoustic emissions. *Hear & Ear* 1990; 11, 2:144-154.
4. Probst, R.; Lonsbury-Martin, BL.; Martín, G. K.; Coats A. C. Otoacoustic emissions in ears with hearing loss. *Am J Otolaryngol* 1987; 8: 73-81.
5. Marco, J.; Morant, A.; Platero, A.; Morera, C.; Martínez P. Exploración funcional de la cóclea. Suplementos de actualización en ORL. 2005; 1: 12-19.
6. Stevens, J. C. Click-evoked oto-acoustic emissions in normal and hearing-impaired adults. *Br J Audiol* 1988.; 22 : 42-49.
7. Sang, W. Y.; Sh-Nae, P.; Byung, D. S. Effect of middle-ear effusion on otoacoustic emissions. *The journal of Laryngology & Otology* 2002; 116:794-799.
8. Harris, H. P.; Probst, R. P. Otoacoustic emissions and audiometric outcomes. En: Robinette MS.; Glatke TJ editores. *Otoacoustic emissions. Clinical applications*. New York, Stuttgart, Thieme; 1997. p. 151-180 En: Robinette MS.; Glatke TJ editores. *Otoacoustic emissions. Clinical applications*. New York, Stuttgart, Thieme; 2002, pp. 1-47.
9. American Academy of Pediatrics. Task force on newborn and infant hearing (1999). *Newborn and infant hearing loss: detection and intervention*. *Pediatrics* 1999; 103:527-529.
10. Norton, S. J.; Gorga, M. P.; Widén, J. E. *et al.* Identification of neonatal hearing impairment: evaluation of Transient Evoked Otoacoustic Emission, Distortion Product Otoacoustic Emission and auditory Brain Stem Response test performance. *Hear & Hearing* 2000; 21,5: 508-528.
11. Morant, A.; Orts, M.; García, J.; Pitarch, M. I.; Marco J. Neuropatía auditiva en lactantes. *Acta Otorrinolaring Esp* 2000; 51, 6:530-534.
12. Bonfils, P.; Uziel, A. Evoked Otoacoustic Emissions in patients with acoustic neurinomas. *Am J Otol* 1988; 5:412-417.
13. Starr, A.; Picton, T. W.; Sininger, Y.; Hood, L. J.; Berlin, C. I. Auditory Neurophaty. *Brain* 1996; 119:741-753
14. Sequí-Canet, T. F. ; Trinidad-Ramos, J. M. ; Alzina de Aguilar, G.; Jaudenes-Casaban, V.; Nuñez-Batalla, C. Recomendaciones de la Comisión para la detección precoz de la Hipoacusia (CODEPEH) para 2013. *Acta Otolaryngol Esp* 2010; 61 (1): 69-77.
15. Sisto, R.; Cerini L.; Gatto MP.; Gherardi M.; Gordiani A.; Sanjust F.; Paci E.; Tranfo G.; Moleti A. Otoacoustic emission sensitivity to exposure to styrene and noise. *J Acoust Soc Am*. 2013;134 (5):3739-3748. doi
16. Stavroulaki, P.; Apostolopoulos, N.; Segas, J.; Tsakanikos, M.; Adamopoulos, G. Evoked otoacoustic emissions. An approach for monitoring cisplatin induced ototoxicity in children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2001; 31; 59 (1): 47-57.
17. Morant, J.; Mata, M.; Orts, A.; Postigo, J. Marco. Aplicación de los productos de distorsión acústica en la patología del ruido. *Anales ORL Iber-amer* 2000; XXVII, 4: 341-352. 2000.
18. Lonsbury-Martin, B. L.; Harris, FP; Hawkins, M. D.; Stagner, B. B.; Martin, G. K. Distortion-Product emissions in humans: I. Basic properties in normally hearing subjects. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1990; 99 (Suppl), 147: 3-13.

19. Hall III JW. Manufacturers' form. En Hall III JW ed: Handbook of otoacoustic emissions. Singular Publishing Group ed. San Diego. 2000. 271-388.
20. Lonsbury-Martin, B. L.; Martin, G. K. The clinical utility of distortion-product otoacoustic emissions. *Ear and hearing* 1990; 11, 2: 144-154.
21. Marco, J.; Morant, A.; Caballero, J.; Ortells, I.; Parede, C.; Brines, J. Distortion product otoacoustic emissions in healthy newborns. Normative. *Acta Otolaryngol* 1995; 115: 187-189.
22. Gorga, M. P.; Norton, S. J.; Sininger, Y. S. Identification of neonatal hearing impairment: Distortion Product Otoacoustic Emissions during the perinatal period. *Hear & Hearing* 2000; 21, 5: 400-424.
23. Parthasarathy, T. K.; Klostermann, B. Similarities and differences in distortion-product otoacoustic emissions among four FDA-approved devices. *J Am Acad Audiol* 2001; 12, 8: 397-405.
24. Pérez, N.; Manrique, M.; García-Tapia, R. Otoemisiones Acústicas de productos de Distorsión en la Enfermedad de Menière. *Acta Otorrinolaring. Esp.* 1995; 46, 1: 1-6.
25. Telischi, F. F.; Roth, J.; Stagner, B. B.; Lonsbury-Martin, B. L.; Balkany, T. J. Patterns of evoked otoacoustic emissions associated with acoustic neuromas. *Laryngoscope* 1995; 105: 675-682.
26. Meinke, D. K.; Clavier, O. H.; Norris, J.; Kline-Schoder, R.; Allewn, L.; Buckley, J. C. Distortion product Emission level maps from normal and noise-damaged cochleae. *Noise Health* 2013; 15 (66): 315-325.
27. M. Orts, A.; Morant, F. J.; García, F.; Ferrer, M. P.; Martínez, J. Marco. Monitorización de la ototoxicidad por fármacos con Productos de distorsión. *Acta Otorrinolaring Esp* 2000; 51, 5: 387-395.

6.3. AUDIOMETRÍA POR RESPUESTAS ELÉCTRICAS

6.3.1. AUDIOMETRÍA POR RESPUESTAS ELÉCTRICAS. INTRODUCCIÓN

FRANCISCO M. GONZÁLEZ MARTÍN*, ALMUDENA TRINIDAD CABEZAS Y CARMEN GÓRRIZ GIL

DEFINICIÓN

El término audiometría por respuestas eléctricas designa todos los procedimientos de medición de potenciales eléctricos que correlacionan con un estímulo auditivo. Los potenciales evocados son fluctuaciones de voltaje en el tiempo generados en el sistema nervioso en respuesta a un estímulo adecuado. Dependiendo del tipo de estímulo que los provoca pueden clasificarse en potenciales evocados auditivos (PEA), somatosensoriales (PES) y visuales (PAV).

El uso de los PEA constituye un método objetivo cuantitativo y cualitativo para evaluar la función auditiva, de manera inocua y sin necesidad de la participación activa del paciente (1). La estimulación auditiva genera varias señales biológicas identificables con técnicas neurofisiológicas de registro, atribuibles a las estructuras anatómicas de la vía auditiva hasta la corteza cerebral. Desde que se genera el estímulo, se producen diferentes señales que varían según el tiempo que tardan en llegar a la corteza, entre 0 y 300 ms. A este intervalo de tiempo se le denomina latencia. En función del tiempo de latencia que estudiemos, los PEA se clasifican en (2):

- Sin latencia: potenciales microfónicos cocleares.
- De corta latencia:
 - Electrocoqueografía (ECoG): 1-4 ms.
 - PEA de tronco cerebral (PEATC): 2-12 ms.
- De latencia media (PEALM): 15-50 ms.
- De latencia larga (PEALL): 50-300 ms.

El problema fundamental que ha existido hasta un tiempo relativamente reciente es que las señales que se recogen son de baja potencia (microvoltios), y la respuesta eléctrica que se genera se superpone a las interferencias por ruido eléctrico de diversos orígenes: actividad cerebral, cardíaca y músculo-esquelética, por campos externos (fluorescentes, enchufes) y por la propia electricidad estática. Estos ruidos suelen ser de mayor potencia que la propia señal de estudio. Estos problemas han retrasado durante muchos años la utilización sistematizada de estas pruebas. A continuación veremos la evolución histórica del proceso.

HISTORIA

Desde el descubrimiento de los fenómenos eléctricos naturales hasta el empleo clínico de los fenómenos electrofisiológicos pueden distinguirse varias etapas.

Comienzo de los estudios sobre la electricidad

Los fenómenos eléctricos naturales fueron objeto de observaciones esporádicas a lo largo de los siglos. En la revolución científica del siglo XVII comenzaron las aproximaciones sistemáticas, iniciándose el tratamiento científico del fenómeno a partir del siglo XVIII. Hay muchos investigadores que contribuyeron al conocimiento de la electricidad, encontrándose entre los pioneros a William Watson, quien inició una concepción todavía vaga del potencial eléctrico que poco después apareció en Benjamín Franklin, quien ideó los términos positivo y negativo, utilizados aún hoy en día (3).

Evidencias sobre la influencia de la electricidad en tejidos animales

En los siglos XVII y XVIII, los trabajos más pertinentes para la historia de la electrofisiología son los realizados dentro del campo de la iatrofísica (física médica), que consideraba el cuerpo humano como una compleja máquina y usaba conocimientos de la física para desentrañar la fisiología. En este campo se empezó a hablar de la “irritabilidad” de los tejidos

* Francisco M. González Martín. C/ San Modesto 44, 5 A, 28034 Madrid. Teléfono de contacto: 619 262 006. E-mail: fgonzalezmartin@salud.madrid.org ; fgonzalezma@seorl.net

animales, iniciado por Francis Glisson. Albrecht von Haller, fundador de la fisiología moderna, continuó este camino y Felice Fontana estableció el fundamento serio de las investigaciones sobre las propiedades bioeléctricas de dichos tejidos (además de describir los filamentos de que se componían los nervios). G. B. Beccaria publicó en 1753 sus resultados de la estimulación de los músculos expuestos de un gallo vivo. Tommaso Laghi fue también de los primeros en efectuar la estimulación eléctrica de nervios y músculos, pero es Luigi Galvani quien ha trascendido más en este campo por sus contribuciones de enfoque esencialmente electrofisiológico (4). Con sus trabajos, Luigi Galvani inauguró la neurofisiología. Son muy conocidos sus experimentos en los que provocaba contracciones musculares en cuerpos decapitados de ranas y en cadáveres humanos cuando ponía en contacto los nervios con conductores metálicos de electricidad.

Estudio de las propiedades eléctricas de los tejidos vivos y desarrollo de la noción de electricidad natural en animales

Galvani estaba convencido de que existía una “electricidad animal”, pero desgraciadamente en su época no se había ideado aún un instrumento para detectar las pequeñas corrientes eléctricas biológicas. Alessandro Volta se adhirió inicialmente a esta doctrina, separándose después de ella. Afirmaba que la supuesta electricidad animal era en realidad una manifestación del contacto entre los dos metales del circuito. Siguiendo este concepto de electricidad de contacto, aunque incorrecto biológicamente, realizó contribuciones importantes y fue el inventor de la pila.

En 1820 se produjo la descripción de los galvanómetros, instrumentos mecánicos capaces de detectar la corriente eléctrica. Carlo Matteucci, catedrático de Física en la Universidad de Pisa, convencido de la existencia de la electricidad animal, propulsó la continuidad de los estudios electrofisiológicos, descubriendo las corrientes de demarcación y de acción (3) y en 1849 Emil Du Bois-Reymond fue capaz de medir con un galvanómetro los eventos eléctricos musculares asociados con la excitación de los nervios (5), el primer registro gráfico de lo que llegaría a llamarse “corriente de acción” y “potencial de acción”. Interpretó correctamente la corriente de acción como una oscilación negativa del potencial de demarcación (y de esta forma sus experimentos fueron los primeros registros electromiográficos).

El fisiólogo Johannes Müller consideraba el “principio nervioso” como algo similar a la luz que viajaba a gran velocidad por los nervios, pero afirmaba en 1844 que nunca sería posible medir esta velocidad de transmisión. Sin embargo, su discípulo Hermann von Helmholtz (quien también describió la organización tonotópica de la cóclea y la teoría de la resonancia) fue capaz de medir, en 1850, la velocidad de propagación de un estímulo eléctrico desde el nervio hasta el músculo (6).

Faltaba, sin embargo, convencer a los científicos de la época de que la oscilación negativa descrita por Du Bois-Reymond tenía la misma velocidad que el impulso nervioso y que, por tanto, eran una misma cosa (aún eran fuertes en aquella época las teorías vitalistas acerca de los “espíritus” y “fuerzas” animales). Esto lo consiguió Julius Bernstein en 1868 utilizando el reótomó diferencial inventado por él mismo, y estableció en 1871 las bases de la teoría iónica del potencial celular, aplicando a la biología las teorías de la difusión iónica de Nernst y haciendo así una contribución fundamental al campo de la electrofisiología (4).

Avances en la medición directa de la electricidad generada por los tejidos vivos

Aunque la tecnología había permitido medir la velocidad del impulso nervioso (según el tiempo que el estímulo eléctrico tardaba en desencadenar una contracción muscular), aún faltaba la tecnología necesaria para detectar los débiles campos eléctricos de los tejidos. Fue el físico francés Gabriel Lippmann quien ideó un instrumento en 1872 suficientemente sensible para medir las corrientes bioeléctricas, el electrómetro capilar. El fisiólogo Etienne-Jules Marey (pionero en la aplicación de la fotografía para el estudio del movimiento y precursor del cinematógrafo), ideó en 1876 un sistema para fotografiar las variaciones de corriente registradas con el electrómetro capilar (4), lo que permitió hacer un registro gráfico de las mediciones.

Parecería que de estas invenciones a la aplicación clínica de la electrofisiología solo había un paso. Las primeras mediciones fueron de músculo periférico y del corazón. Alexander Muirhead obtuvo en 1872 registros cardiacos de un paciente con el electrómetro capilar conectando cables a las muñecas de un paciente (7). El fisiólogo británico John Burdon Sanderson también estudió estos fenómenos en animales (8), pero las primeras aproximaciones sistemáticas a la

actividad cardiaca no fueron realizadas hasta 1887 por el fisiólogo inglés Augustus Desiré Waller, quien llamó electrograma al registro obtenido, aunque no consiguió ver una aplicación médica a este descubrimiento (9). Por otro lado, el primer registro real de la actividad muscular fue hecho por Marey en 1890, quien además introdujo el término de electromiografía. Las mediciones bioeléctricas del órgano auditivo se encontraban más cerca.

Descripción de los fenómenos eléctricos relacionados con la audición

No fue hasta 1896 cuando aparecieron las primeras publicaciones sobre la electrofisiología de la audición, y estas descripciones siempre fueron de la mano de la electroencefalografía (EEG). Algunos autores habían detectado en 1890 alteraciones de los potenciales cerebrales en respuesta a ruidos intensos (10). H. Beauregard y E. Dupuy publicaron sus observaciones sobre la respuesta específica del nervio auditivo al sonido (11). Frederik J. J. Buytendijk, aunque dedicó su carrera principalmente al comportamiento animal y la psicología, publicó al poco de terminar su doctorado en medicina un trabajo donde mostraba las respuestas obtenidas con la estimulación del nervio auditivo (12). Sin embargo, y a pesar de usar distintas frecuencias, obtenían deflexiones tan pequeñas que apenas podían deducir que se debían al estímulo sonoro, pero sin posibilidad de más estudio. En 1927, usando un galvanómetro de cuerda (como Buytendijk) junto con un amplificador de válvula, Forbes, Miller y O'Connor publicaron registros realizados en gatos y sugirieron que las fibras nerviosas podían codificar frecuencialmente un estímulo sonoro (13). Utilizaban un ruido metálico intermitente (precursor de los actuales clicks) que producían un pico agudo (los sonidos continuos les proporcionaban resultados menos satisfactorios). Foa y Peroni publicaron en 1930 los hallazgos obtenidos al registrar impulsos eléctricos en el nervio auditivo de tortugas marinas gigantes (14). Pero en este mismo año destacaron Weber y Bray, que descubrieron la aparición de sonidos como respuesta a estímulos sonoros (tonos puros y sus propias voces) en gatos con electrodos implantados en el nervio auditivo, cuando el potencial obtenido se enviaba a un altavoz. Los denominaron “sonidos microfónicos”, ya que reproducían el sonido fielmente como lo haría un micrófono, y se corresponde con el actualmente denominado “potencial microfónico coclear” (15). Ellos interpretaron que estos sonidos estaban producidos en el nervio auditivo y esto fue apoyado por Adrian y cols, quienes

observaron la desaparición de dichos sonidos cuando se aplicaba cocaína al nervio (16).

Pero en 1931 y 1932 Davis y Saul refutaron las conclusiones de ambos grupos, ya que observaron que la respuesta microfónica no tenía umbral, y la tasa de respuesta seguía perfectamente la frecuencia del estímulo, cientos de veces superior a la frecuencia máxima de una fibra aislada y 20 veces mayor que la frecuencia máxima de un haz de fibras nerviosas (17). Los mismos autores consiguieron en 1949 aislar los potenciales microfónicos cocleares del potencial de acción.

Profundización en la electrofisiología de la audición y etapa experimental

Todo lo que se describía en esta década de los 30 eran las respuestas a estímulos auditivos que podían distinguirse dentro de la gran respuesta global del sistema nervioso central (18) y el complejo K observado en el EEG en humanos durante la estimulación auditiva (19). Las investigaciones centradas en la electrofisiología de la audición estaban limitadas por este hecho y por la tecnología existente en la época, por lo que este periodo puede denominarse “electroencefalográfico” (20). No se pudo sistematizar la investigación de los potenciales evocados auditivos hasta que apareció un dispositivo electrónico (*averager*) que permitía extraer los diminutos potenciales evocados auditivos de la gran actividad espontánea del EEG mediante la suma y promediación de las respuestas a estímulos repetidos (21). Este hallazgo desató la actividad investigadora que continúa hasta nuestros días, así como la difusión del empleo clínico de las técnicas electrofisiológicas.

Aplicaciones clínicas de la electrofisiología de la audición

Las actuales técnicas audiométricas electrofisiológicas son el resultado del gran avance tecnológico experimentado en los últimos 50 años junto con la intensa actividad investigadora que aún en nuestros días se mantiene en este campo.

Durante la década de 1960 se produjeron grandes avances en la electrofisiología de la audición. Se describieron las aplicaciones clínicas de los potenciales evocados auditivos, se introdujo la electrococleografía como herramienta clínica, y se exploraron los usos de potenciales de latencia media y larga y los derivados de procesos cognitivos.

En la década de 1970 se hizo la descripción definitiva de los potenciales auditivos de tronco cerebral (22) y se establecieron sus aplicaciones clínicas en el diagnóstico de tumores del VIII par y en el estudio auditivo de adultos y lactantes. En los años 80 se consolidaron y sistematizaron estas aplicaciones, y se identificaron las anomalías electrofisiológicas causadas por patología del sistema nervioso central. También en esta década se hicieron los primeros hallazgos que a finales del siglo XX llevarían a la descripción de los potenciales de estado estable, cuyo uso se ha ido generalizando en las unidades clínicas de audiología desde la llegada del siglo XXI (23).

No hay duda de que este sigue siendo un campo en constante desarrollo conceptual y tecnológico, por lo que continuaremos viendo avances durante los próximos años.

FUNDAMENTOS

La identificación y el estudio de los componentes que conforman un potencial evocado requiere un sistema informático que nos permita generar los estímulos necesarios, un amplificador de la señal que aumente la entrada, unos sistemas matemáticos que identifiquen la actividad registrada de forma sincrónica tras los estímulos presentados y deseche el resto de señales relacionadas con el ruido eléctrico y, por último, un procesador que permita el análisis y la conservación de la respuesta. Generalmente para cada potencial evocado auditivo se requiere un *software* específico.

La realización de la audiometría por respuestas eléctricas requiere una serie de condiciones tanto ambientales como del propio sujeto de estudio, con el fin de conseguir unos resultados limpios de artefactos, mejorando la fiabilidad de la prueba y acortando secundariamente el tiempo necesario para su realización. La situación ideal es que la sala de pruebas se encuentre aislada tanto de radiaciones acústicas como electromagnéticas, evitando la cercanía de mangueras de conducción eléctrica en las inmediaciones, así como conducciones informáticas, el uso de fluorescentes y los repetidores de radiofrecuencias. El ambiente debe ser tranquilo y con poca luz.

El paciente debe estar tranquilo y relajado, tumbado o en posición semisentada de manera cómoda; el sueño y la sedación, si es necesaria, no interfieren en los resultados

de los potenciales de corta latencia, pero sí que afectan a los de media y larga latencia. Se debe evitar la injerencia de agentes externos como la entrada y salida de personas de la sala durante la realización de la exploración. Se debe limpiar la piel de cualquier residuo dérmico como maquillaje, grasa y sudor de las zonas epidérmicas donde vamos a colocar los electrodos que van a recoger la señal bioeléctrica.

Los electrodos deben ser de material inerte (oro, platino o plata) para disminuir las interferencias derivadas de los potenciales que se generan en la unión con la piel (20) y es preferible que sean de superficie por su inocuidad al no ser invasivos. Se utilizan electrodos de cazoleta con pasta conductora o, más recientemente de pinzas sujetas a apósitos adhesivos, desechables o no. Es importante que los cables de los electrodos no sean excesivamente largos y que no tengan dobleces ni bucles que aumenten la resistencia. Los electrodos, al tomar contacto con la piel, forman un dipolo eléctrico, que permite el paso de la corriente eléctrica generada por el paciente. El lugar de colocación es importante porque puede modificar la latencia y la morfología de las ondas, principalmente el electrodo activo y el de referencia, no así el de masa (24). Suelen colocarse en la línea media de la superficie craneal y en ambas mastoides o lóbulos de los pabellones auriculares (25). Antes de iniciar la prueba debe medirse siempre la impedanciometría del sistema, que debe ser inferior a 4-5 kilo-ohmios. Todas estas características son fundamentales para conseguir un buen registro, con la menor resistencia posible.

Una vez tenemos al individuo en las mejores condiciones, procederemos a la estimulación acústica, siendo muy importante la elección de los parámetros del estímulo para poder obtener la mejor respuesta posible en el menor tiempo. Tenemos que tener en cuenta el tipo de estímulo ideal para cada potencial evocado, el número necesario para obtener óptimos resultados y la intensidad a que se presenta cada uno. Los tipos de estímulos que se han propuesto son variados, siendo los más frecuentemente utilizados los *clicks* y los *bursts*, que se diferencian en el tiempo de estimulación y en su morfología.

Los *clicks* son estímulos de muy corta duración, 100 microsegundos, que desencadenan una descarga sincrónica de gran número de fibras nerviosas que producen unos potenciales fácilmente identificables. La respuesta se deriva

fundamentalmente de la región basal de la cóclea, donde se codifican fundamentalmente las frecuencias agudas, 2-3 KHz (26); no proporcionan información de las frecuencias bajas (por debajo de 1.500 Hz); son los más utilizados en potenciales evocados de corta latencia.

Los *bursts* son ondas sinusoidales trapezoidales de duración entre 10 y 200 mseg; presentan mejor discriminación frecuencial y se utilizan más en potenciales evocados de latencias media y larga. En algunos potenciales se pueden utilizar tonos puros modulados para la estimulación; también se utiliza ruido blanco con fines de enmascaramiento del oído no testado.

Otra cuestión importante es el número de estímulos que necesitamos para tener una información aceptable; idealmente, sin ruido ambiental, un solo estímulo sería suficiente, pero a medida que aumenta la proporción de ruido necesitamos aumentar el número de estímulos, con el consiguiente aumento del tiempo de realización de cada prueba. Para cada potencial evocado se han establecido, de manera estadística y en condiciones óptimas, la cantidad necesaria de estímulos para promediar la respuesta adecuadamente y en el menor tiempo posible. La intensidad de presentación del estímulo también es importante, porque con estímulos intensos, por encima de 70 dB, se reconocen mucho mejor las diferentes ondas, desapareciendo la forma típica de mu-chas de ellas según bajamos la intensidad.

La utilización de filtros de frecuencia nos permite mejorar aún más la calidad de las respuestas obtenidas, permitiendo la entrada de la banda de frecuencias que corresponde a la señal emitida y bloqueando las frecuencias restantes. Se pueden utilizar filtros para frecuencias bajas que reduce los ruidos provenientes del ECG, EEG y de la actividad muscular, y otros para frecuencias agudas, que reducen el ruido de radiofrecuencia. Con estos filtros conseguimos una mejor respuesta, con la consiguiente reducción del número de estímulos requeridos y el tiempo de realización de cada prueba.

Una vez realizadas escrupulosamente todas las actuaciones necesarias y definidos, en los equipos en que realizamos las exploraciones, todos los parámetros comentados, podemos proceder a la recogida de datos. La técnica finaliza con el análisis de los resultados que debe ser realizado por personas con experiencia, por la dificultad que en

ocasiones presenta la identificación de las ondas, especialmente a intensidades bajas. Todos los equipos, una vez etiquetamos cada onda, nos muestra cuantitativamente la latencia y amplitud de cada una así como la distancia temporal entre ellas, la interlatencia. Es imprescindible tener un estudio estadístico de resultados normales, preferiblemente de cada equipo en las condiciones que tenemos en cada centro para poder estar seguros de los resultados, diferenciando la normalidad por la edad, sobre todo en bebés, que tienen un sistema inmaduro en sus primeros meses, y por sexos, dado que se han descrito leves diferencias entre hombres y mujeres.

Los potenciales evocados representan un importante avance en el estudio de la audición, pero dan poca información del estado de las frecuencias graves, por debajo de 1.000 Hz, lo que imposibilita la realización de una audiometría detallada por frecuencias. En las últimas dos décadas se han producido importantes avances en este terreno que han llevado a la aparición de una nueva técnica, los potenciales evocados auditivos de estado estable, PEAE, que se basan en la presentación de estímulos cortos repetidos lo suficientemente rápido para que se superponga el potencial evocado de cada estímulo con el del siguiente, obteniendo una respuesta periódica continua, que podemos modular en amplitud y fase, pudiendo utilizar estímulos acústicos compuestos tanto en tono como en frecuencia, y así evaluar simultáneamente ambos oídos a distintas frecuencias e intensidades, obteniéndose una audiometría electrofisiológica. Otra ventaja que presentan los PEAE es que mediante algoritmos matemáticos y estadísticos, detecta y genera automáticamente la curva audiométrica, sin necesidad del análisis subjetivo humano.

Aplicaciones de los PEAE

La aparición de los distintos tipos de PEAE ha producido una revolución en el campo de la audiolología, especialmente en la población pediátrica, siendo principalmente los PEATC junto con la otoemisiones acústicas las dos técnicas utilizadas en la detección precoz de hipoacusia en recién nacidos.

La posibilidad de realizar estudios objetivos de toda la vía auditiva nos permite confirmar el diagnóstico de diferentes patologías otoneurológicas, realizar informes legales del

estado de la audición y monitorizarla en procedimientos quirúrgicos. Las diferentes aplicaciones de cada técnica se irán viendo en los siguientes capítulos.

Aunque son unas técnicas de indiscutible valor clínico, deben interpretarse siempre en conjunto con el resto de pruebas y exploraciones existentes para llegar a un correcto diagnóstico y tratamiento de cada paciente.

BIBLIOGRAFÍA

1. Trinidad, G.; Trinidad, G.; De la Cruz, E. Potenciales evocados auditivos. *An Pediatr Contin* 2008, 6: 296-301.
2. Davis, H. Principles of electric response audiometry. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1976; 85 (Suppl 28): 1-96.
3. De Michelis, A. En torno a los primeros estudios de electrofisiología. *Arch Cardiol Mex* 2011; 81 (4): 337-342.
4. De Michelis, A. Del De viribus electricitatis de Galvani a la moderna electrovectocardiografía. *Arch Inst Cardiol Mex* 1991; 61:7-13.
5. Piccolino, M. Animal electricity and the birth of electrophysiology: The legacy of Luigi Galvani. *Brain Research Bulletin* 1998; 46 (5): 38-407.
6. Helmholtz, H. Note sur la vitesse de propagation de l'agent nerveux dans les nerfs rachidiens. *C. R. Acad. Sci. (Paris)* 30: 204-206, 1850.
7. Oliver, L. "Alexander Muirhead, F.R.S". *Nature* 1921; 106: 668-669
8. Burdon Sanderson, J.; Page, F. J. M. Experimental results relating to the rhythmical and excitatory motions of the ventricle of the frog heart. *Proc Roy Soc Lond* 1878; 27: 410-414.
9. Waller, A. D. A demonstration on man of electromotive changes accompanying the heart's beat. *J Physiol (London)* 1887; 8: 229-234.
10. Beck, A. Die Bestimmung der Localisation der Gehirn und Rückenmarkfunktionen vermittelst der electrischen Erscheinungen. *Centralblatt für Physiologie* 1890: 473-476.
11. Beauregard H.; Dupuy E. Sur la variation électrique (courant d'action) déterminée de la nerf acoutique par la son. *Archiv International Laryngologica, otol.* 1896, 9: 383-386.
12. Buijtendijk, F. J. J. On the negative variation of the ver-vus acusticus caused by sound. *Akad Wetensch Amsterdam, Proc Sect Sci* 1910, 13: 649-652.
13. Forbes, A.; Miller, R. H.; O'Connor, J. Electric responses to acoustic stimuli in the decerebrate animal. *American Journal of Physiolog* 1927; 80: 363-380.
14. Ridgway, S. H.; Weber, E. G.; McCormick, J. G.; Palin, J.; Anderson, J. H. Hearing in the giant sea turtle, *Chelonia Mydas*. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 1969 Nov; 64 (3): 884-890.
15. Wever, E. G.; Bray, C. W. The nature of the acoustic response; the relation between sound frequency and frequency of impulses in the auditory nerve. *Journal of Experimental Psychology* 1930; 13: 373-387.
16. Adrian, E. D.; Bronk, D. W.; Phillips, G. The nervous origin of the Weber and Bray effect. *Journal of Physiology* 1931; 73: 2-3.
17. Handbook of Perception, Vol 4. Hearing. Edward C. Carterette (autor), Morton P. Friedman (Editor), Academic Pr 1978.
18. Davis, P. A. Effects of acoustic stimuli on the waking human brain. *Journal of Neurophysiology* 1939; 2: 494-499.
19. Davis, H.; Davis, P. A.; Loomis, A. L.; Harvey, E. N.; Hobart, G. Changes in human brain potentials during the onset of sleep. *Science*. 1937; 8 6 (2237): 448-450.
20. Marco, J.; Morant, A.; Platero, A.; Morera, C.; Martínez, P. *Fisiología y fisiopatología de la cóclea*. Suplementos de actualización en ORL 2005, 1: 12-20.
21. Dawson, G. D. A summation technique for the detection of small evoked potentials. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1954; 6: 65-84.
22. Jewett, D. L.; Williston, J. S. Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans. *Brain* 1971; 94: 681-696.
23. Eggermont, Jos J.; Burkard, Robert F.; Manuel, Don (2007). *Auditory evoked potentials: basic principles and clinical application*. Hagerstown MD. Lippincott Williams&Wilkins.
24. Beattie, R. C.; Taggart, L. A. Electrode placement and mode of recording effects on the auditory evoked response. *Audiology* 1989, 28: 1-18.
25. Parker, D. J. Dependence of the auditory brainstem response on electrode location. *Arch Otolaryngol* 1981, 107: 367-371.
26. Picton, T. W. Concluding comments. *J Otolaryngol* 1985, Suppl 14: 54-55.

6.3.2. ELECTROCOCLEOGRAFÍA

RICARDO SANZ FERNÁNDEZ* Y EDUARDO MARTÍN SANZ

INTRODUCCIÓN

Tal y como el propio término da a entender, la electrococleografía (ECoG) no es más que un registro de un evento electrofisiológico que tiene lugar en la cóclea tras un estímulo acústico.

Lejos de suponer una técnica novedosa, la electrococleografía surgió como herramienta clínica en la década de los 70, aunque los primeros intentos de registro del potencial microfónico coclear (CM) datan de 1930 (1), cuando se descubrió este potencial en el gato.

Posteriormente el potencial de sumación (SP) fue descrito en animales, pero el primer registro en humanos no se obtuvo hasta la década de los 70.

Tras el descubrimiento de las aplicaciones clínicas de los potenciales evocados auditivos de tronco cerebral, aumentó el interés por todos los potenciales evocados auditivos. Esto, unido al desarrollo de técnicas no invasivas, facilitó la implantación de la electrococleografía como método de estudio en multitud de servicios o unidades de Otorrinolaringología.

Las indicaciones de estudio mediante ECoG no se limitan al análisis del hidrops endolinfático/enfermedad de Ménière (EM), sino que también tienen aplicación clínica de estudio auditivo, de la disincronía auditiva, fístula perilinfática y monitorización intraoperatoria, entre otros.

FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Al igual que los potenciales auditivos de tronco cerebral, tras el estímulo acústico se generan, en las células ciliadas del órgano de corti (cóclea) y las neuronas de primer orden (primera porción del VIII nervio craneal), varios potenciales diferentes y al mismo tiempo, que se promedian generando

una respuesta evocada, denominada ECoG, cuyo periodo de análisis se encuentra dentro de los tres primeros milisegundos que siguen a la presentación del estímulo.

El registro de la electrococleografía está formado fundamentalmente por dos componentes presinápticos, el potencial microfónico coclear y el potencial de sumación y por un componente postináptico que es el potencial de acción compuesto.

Potencial microfónico coclear (CM) y potencial de sumación (SP)

Palmer y Russell en 1986 (2) registraron las reacciones al sonido de las células ciliadas y observaron que existían dos componentes: uno de corriente alterna que es similar al del estímulo auditivo cuya suma constituye el potencial microfónico coclear y un componente de corriente continua o directa que consiste en la desviación de la línea de referencia durante la presentación del estímulo constituyendo su suma el potencial de sumación.

Potencial microfónico coclear

El CM es un potencial de corriente alterna que refleja directamente la oscilación de la membrana basilar inducida por el estímulo auditivo, a lo largo de una determinada distancia dentro de la cóclea (3). Esta distancia está determinada por el lugar de estimulación del potencial, la localización del registro y el método de grabación del mismo.

La aparición del potencial está ligada al fenómeno de transducción coclear. Esto unido a la gran magnitud del potencial en comparación con otros fenómenos electrofisiológicos auditivos explican la histórica popularidad del CM en el estudio de la vía auditiva en modelo animal y humano. No obstante, pese a su supuesta calificación como herramienta ideal para el estudio auditivo, su utilidad como diagnóstico diferencial de alteraciones del oído interno frente a las derivadas del nervio auditivo, aún no está plenamente establecida.

El potencial microfónico coclear es el primer potencial que aparece en la cóclea tras el estímulo sonoro y su amplitud es menor que la del potencial de acción. Reproduce como un

* Ricardo Sanz Fernández. C/ Pastor nº 4. Villaviciosa de Odón. 28670 Madrid. Teléfono de contacto: 670 956 016. E-mail: ricardosanz.ori@gmail.com

micrófono la forma de la vibración sonora, tanto en frecuencia como en amplitud, siguiendo al estímulo prácticamente sin latencia y no presenta fatiga ni periodo refractario. Si lo comparamos con los PEATC, que aumentan su latencia con la disminución de la intensidad del estímulo, podemos distinguir el componente coclear del neural, ya que el coclear mantiene las latencias constantes, y el neural no.

La amplitud del MC se reduce al aumentar la distancia del electrodo de registro al generador. Por tal motivo, su análisis está más recomendado con la electrococleografía transtimpánica. No obstante, es posible obtener dicho potencial con la extratimpánica tal y como se indica en la figura 1.

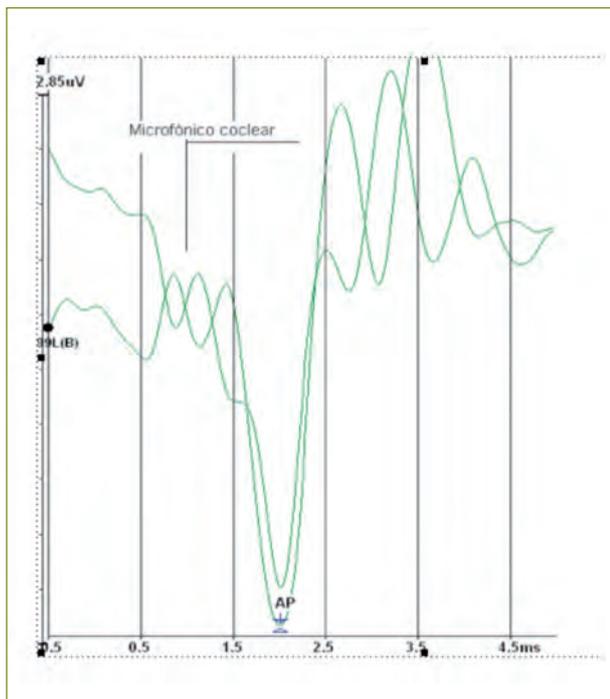


Figura 1

Se aprecia la obtención del potencial microfónico coclear en un registro de ECoG extratimpánica obtenida con clicks a 99 dB. El potencial, de corriente alterna, reproduce sin latencia la duración del estímulo sonoro, y es de menor amplitud que el potencial de Acción, marcado en la figura como AP. El potencial MC se distingue fácilmente de la actividad neural, al observar cómo los picos se invierten con el estímulo de polaridad invertida, obtenida con la condensación y rarefacción.

Se trata de un potencial con polaridad alternante en el voltaje, cuyo origen parece estar situado en las células ciliadas externas del órgano de Corti, ya que desaparece cuando estas son lesionadas por kanamicina (4), o cuando se lesionan de forma mecánica (1).

Sin embargo, no se altera ante la administración de agonistas del glutamato como el ácido kaínico, que lesiona específicamente las dendritas aferentes de tipo I del ganglio espiral, ni ante la sección del nervio coclear con degeneración de las neuronas tipo I, si las CCEs permanecen intactas.

Todos estos hechos corroboran la gran utilidad que tiene la determinación de la ECoG en alguna patología como el espectro de la neuropatía auditiva. Dada la robustez de este potencial, pueden aparecer incluso en ausencia de OEA, debido a una presunta alteración de la contractilidad de las CCE, lo que aboliría las OEA, pero no afectaría al MC (5).

Los CM reflejan, por tanto, la suma de los potenciales intracelulares de cada célula ciliada.

Potencial de sumación (SP)

El potencial de sumación aparece como un desplazamiento de la corriente de tipo continuo, generada durante la aparición de los CM, debido al movimiento asimétrico de la membrana basilar, como sucede en el hidrops endolinfático.

Solo aparece en la gráfica de la ECoG cuando son eliminados los CM mediante estímulos de condensación/rarefacción y alternantes, tal y como se muestra en la figura 2.

El SP es una respuesta compleja que engloba a varios componentes. Al igual que el CM, el SP es un potencial relacionado con la intensidad y frecuencia del estímulo y está generado por las células ciliadas del órgano de Corti. La diferencia con el CM, es que mientras este refleja la onda del estímulo, el SP desarrolla una corriente directa modificada, más representativa del desarrollo del estímulo originario.

El SP aparece como una hendidura unidireccional en la línea de base generada por el CM.

Cuando el método de registro se efectúa en la membrana timpánica o en el conducto auditivo externo, el SP suele aparecer como una deflexión negativa que persiste durante

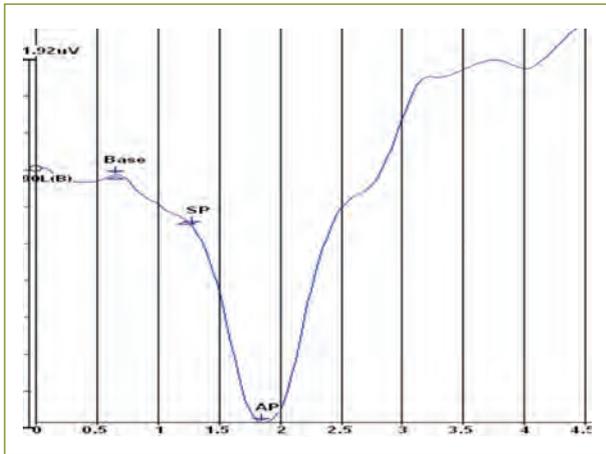


Figura 2

La ECoG muestra la obtención del potencial de sumación en el mismo sujeto descrito en la figura anterior. En esta ocasión hemos sustituido el registro obtenido con estímulo de polaridad de rarefacción y condensación, por otro, con polaridad alternante, que cancela el MC.

el tiempo del estímulo. No obstante, el signo del mismo puede variarse en función de la localización del electrodo de registro.

El papel del SP en la función auditiva todavía no está totalmente aclarado. Aun así, algunos de sus componentes representan procesos no lineales de transducción de la cóclea.

Ya que la onda SP está generada por las células ciliadas, su amplitud está considerablemente disminuida en las hipoacusia neurosensorial, disminuyendo su utilidad en el estudio de las mismas. Además es un potencial dominado por las contribuciones de la espira basal, con lo que no es frecuencia-específico como la AP.

De hecho, la reducción o ausencia de esta onda es un indicador de lesión o disfunción al nivel de las células ciliadas⁶. Por el contrario, la identificación de una onda SP significativamente aumentada es un signo característico de la enfermedad de Ménière (2, 7, 8, 9, 10). Precisamente su naturaleza no lineal es la que ha fomentado su utilidad clínica para determinadas entidades como la enfermedad de Ménière, que se discutirá posteriormente.

Potencial de acción (AP)

El AP representa el sumatorio de las repuestas de miles de fibras del nervio auditivo que se descargan simultáneamente. El AP es un potencial de acción compuesto, es decir, no representa una unidad sino la respuesta de una población de neuronas. La cantidad de fibras estimuladas puede variar dependiendo de si el estímulo es un click, cuyo espectro plano estimula toda la membrana basilar, o si es un *toneburst*, que excita un segmento más limitado de la membrana y consecuentemente una población neuronal más limitada.

El AP está caracterizado por una serie de picos negativos que representan la distribución de las descargas neurales subyacentes. El primero de estos picos es denominado el N1 que es el mismo componente de la onda I hallada en los potenciales evocados auditivos de tronco cerebral (PEATC). Las ondas siguientes, N2 y N3, son también análogas a las ondas II y III de los PEATC (figura 3).

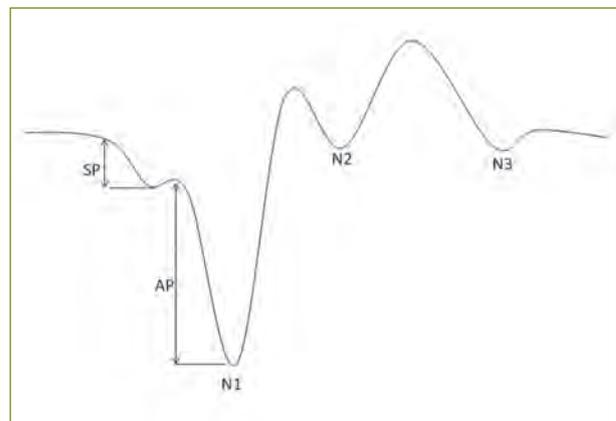


Figura 3

Registro normal de una ECoHG.

La amplitud y la latencia del AP son parámetros con gran utilidad clínica. La amplitud es una referencia de la descarga de las células ciliadas internas. La latencia representa el espacio de tiempo entre el inicio del estímulo y el pico N1. Esta latencia nos da información de cuánto tiempo le cuesta al estímulo propagarse a lo largo de la membrana basilar, células ciliadas y neuronas.

La figura 4 muestra un patrón típico de disminución de la amplitud y aumento de la latencia del AP a medida que vamos disminuyendo la intensidad del click hasta llegar al umbral auditivo. A medida que vamos aumentando la intensidad del estímulo, bien sea un click o un *tone burst*, el número de fibras del nervio auditivo que responden a dicho estímulo, aumenta gradual y proporcionalmente. Esto provoca un aumento de la amplitud del AP. En correspondencia a las propiedades de la onda viajera, los estímulos más intensos están mejor sincronizados y generan una menor latencia en el registro.

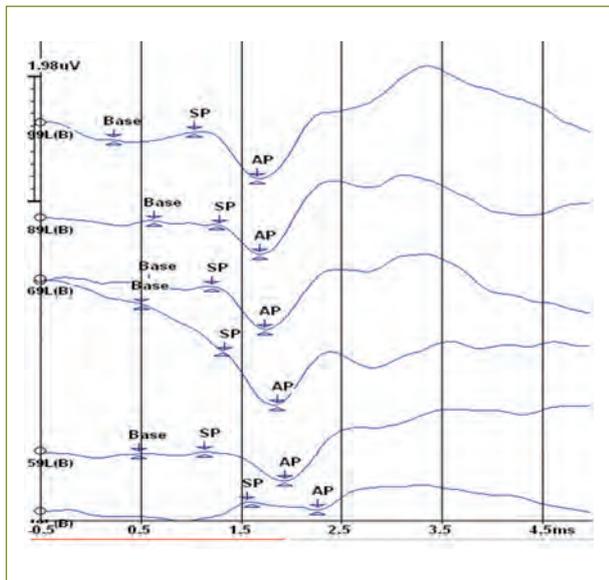


Figura 4
Variaciones de la amplitud y las latencias de las ondas en relación al estímulo.

El estudio de los umbrales supone una parte importante del análisis del registro de la ECoG. Los umbrales obtenidos mediante la ECoG transtimpánica y con estímulos *tone burst*, se corresponden de manera casi exacta a aquellos obtenidos mediante la audiometría tonal en dB. Debido a que la amplitud del AP obtenida mediante el registro extratimpánico es menor, los umbrales obtenidos por esta técnica son sensiblemente mayores en relación a los obtenidos por audiometría tonal (11).

Aunque inicialmente los esfuerzos clínicos se dirigieron al estudio de la hipoacusia en pacientes con edad pediátrica, esta indicación fue ampliamente superada por la sensibilidad y robustez de la onda V de los PEATC.

METODOLOGÍA

La realización de una ECoG no difiere demasiado de la que habitualmente empleamos para cualquier tipo de potencial auditivo, con lo que la metodología empleada es familiar a cualquier ORL habituado a los potenciales de tronco cerebral o de estado estable.

Diferencias ECoG extra/transtimpánica

Los dos abordajes existentes en la actualidad para el registro de la electrococleografía son el transtimpánico y el extratimpánico.

La ECoG transtimpánica requiere un abordaje invasivo, que consiste en atravesar la membrana timpánica y posicionar el electrodo sobre el promontorio coclear. Si el registro se efectúa durante un proceso quirúrgico de oído medio, también se puede ubicar un electrodo sobre la ventana redonda.

La principal ventaja (tabla 1) de la vía transtimpánica se deriva de la proximidad del electrodo a los generadores de respuesta, lo que produce ondas con mayor amplitud y menor ruido que otras técnicas. Del mismo modo, el número de repeticiones de cada estímulo es sensiblemente menor al necesario en el caso de la forma extratimpánica.

Su principal desventaja se limita a que es considerada como una prueba invasiva. La introducción del electrodo requiere la asistencia de un facultativo y en muchas ocasiones anestesia local y/o sedación. Este hecho ha limitado considerablemente su desarrollo como una prueba habitualmente presente en los distintos servicios ORL.

Los registros extratimpánicos se efectúan con un electrodo posado sobre la superficie de la membrana timpánica o sobre la piel de canal auditivo externo, dependiendo del tipo de electrodo que dispongamos. El electrodo extratimpánico (figura 5) consta de un tubo de silicona hueco, por donde pasa el alambre que finaliza en forma redondeada, y se continúa con un algodón. Para el registro es preciso humedecer

Tabla 1
Diferencias entre EcoG transtimpánica y extratimpánica

| | VENTAJAS | DESVENTAJAS |
|-----------------------|-------------------------------------|-----------------------------------|
| TRANSTIMPÁNICA | Calidad del registro | Procedimiento invasivo |
| | Identificación de las ondas | Anestesia local y sedación |
| | Número de repeticiones estímulo | Presencia de facultativo |
| | Mejor reproductibilidad | Duración de la prueba |
| | Relación señal-ruido | Peor tolerada por el paciente |
| EXTRATIMPÁNICA | No invasiva | Peor calidad del registro |
| | Escasa morbilidad | Identificación ondas más compleja |
| | Duración de prueba | Mayor número de repeticiones |
| | Bien tolerada por el paciente | Peor reproductibilidad |
| | Innecesario facultativo | Relación señal-ruido |
| | Mejor disponibilidad en la consulta | Menos adecuada a estudio auditivo |

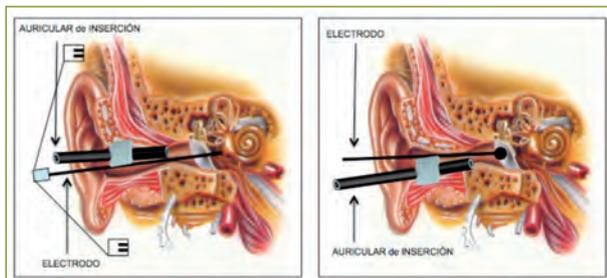


Figura 5
Esquema representativo de las dos principales modalidades de registro de la electrococleografía, transtimpánica y extratimpánica.

el algodón en suero salino y aplicar un gel conductor que hará más fácil la introducción del electrodo y obtendremos mejor señal (figura 6). Otro tipo de electrodo consiste en una goma-espuma rodeada de una capa metálica que entra en contacto directo con la parte más lateral del conducto auditivo externo.

Ya que la principal diferencia entre ambas técnicas deriva de la lejanía del electrodo del promontorio, a la hora de elegir un electrodo extratimpánico deberíamos tener en cuenta que cuánto más alejado esté de la membrana timpánica, peor calidad del registro obtendremos.

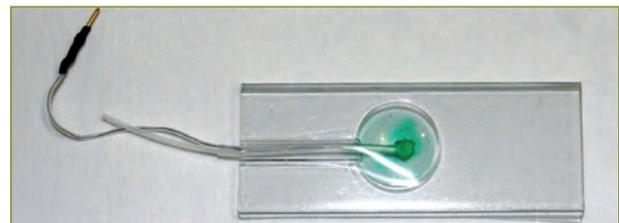


Figura 6
Electrodo para el registro extratimpánico de electrococleografía.

El abordaje extratimpánico requiere mayor repetición del estímulo que el anterior, y las amplitudes de las respuestas suelen ser sensiblemente menores. Su principal ventaja radica en la facilidad de su utilización, la escasa morbilidad que genera, y que la asistencia por un facultativo directamente sea en la mayor parte de las ocasiones innecesario. Esto ha contribuido a que la ECoG esté adquiriendo una presencia cada vez mayor en los distintos protocolos diagnósticos.

No obstante, la decisión por una u otra forma de registro depende fundamentalmente de las características de cada servicio, el personal y disposición de los facultativos.

Instrucciones al paciente

Las instrucciones a los pacientes varían mucho si optamos por un registro u otro. Habitualmente el registro mediante la aplicación del electrodo extratimpánico suele durar poco más de 15 o 20 minutos y no es habitual que genere molestias más allá de las provocadas cuando realizamos cualquier otro potencial evocado auditivo.

Aunque es un potencial de fácil obtención, es un registro muy sensible al movimiento del paciente y hay que evitar en todo momento la posible contaminación miogénica.

Por este motivo, la principal instrucción que debemos transmitir al paciente es que esté lo más relajado posible (tabla 2).

Tabla 2

Puntos clave para la realización de la prueba

Baja luminosidad

Habitación insonorizada

Evitar contaminación eléctrica

Paciente relajado con ojos cerrados

Tumbado en una camilla

Evitar cruzar brazos y piernas

Evitar girar demasiado cuello

Es importante realizar la prueba en un habitáculo insonorizado con poca luz y evitar en todo lo posible cualquier tipo de interferencias eléctricas. El paciente deberá estar recostado sin cruzar brazos y piernas, con ojos cerrados y con cabeza levemente girada evitando en todo momento cualquier tipo de postura forzada que por seguro artefactará la prueba.

Estímulo

En la actualidad, es frecuente que el *software* tenga preconfiguradas las características del estímulo auditivo para la realización de la ECoG, en cuanto a la frecuencia de rateo, los filtros y la duración del estímulo. No obstante la ECoG se puede realizar con cualquier equipo de potenciales auditivos, ajustando debidamente los parámetros. Nuestro equipo es un sistema de potenciales evocados Smart EP® (Intelligent Hearing Systems®, Miami, Florida, USA). Utilizamos un registro monocal canal obtenido con estímulo monoaural consistente en clicks de 0.1 ms, de polaridad alternante a

90 dB con un rateo de 7.1/segundos. La actividad del potencial evocado es filtrada con un rango de 5 a 1.500 Hz.

Utilizamos habitualmente un estímulo de banda ancha como es el click. Aunque otros autores han demostrado un aumento de la sensibilidad de la prueba utilizando el *tone burst*, al ser este un estímulo que precisa mayor duración y con posible pérdida de sincronización, es más adecuado con una técnica transtimpánica.

El estímulo acústico se puede realizar con un auricular convencional, una oliva similar a la que utilizamos para cualquier potencial auditivo o incluso es factible realizarlo en campo libre. Nosotros aconsejamos utilizar la oliva, que nos aporta una mayor amplitud de respuesta y es perfectamente tolerada por el paciente.

Otro aspecto importante a tener en cuenta, es el número de repeticiones de cada estímulo hasta obtener un registro válido. Es un principio fundamental de la electrofisiología el que para obtener un potencial interpretable, este tenga una buena reproductibilidad y un número adecuado de repeticiones que generen un registro estable. Habitualmente, en nuestra experiencia, con al menos 400-500 repeticiones ya podemos obtener un potencial de buena calidad. No obstante esta cifra es variable y es habitual encontrar recomendaciones de otros autores en torno a las 1.000 repeticiones necesarias para un estímulo válido.

Electrodos

Previamente a la colocación de los mismos, tenemos que asegurarnos de una correcta limpieza del conducto auditivo externo que favorezca la posterior introducción del electrodo extratimpánico.

Del mismo modo, la piel ha de limpiarse para eliminar cualquier rastro de sudor o maquillaje que pueda aumentar la impedancia de los electrodos y así inutilizar la prueba.

El electrodo activo es el que introducimos en el conducto auditivo. En nuestra experiencia, no es necesaria la utilización de un microscopio, puesto que la introducción suave del electrodo que está impregnado en gel conductor no suele generar mayor molestia al paciente, y hasta la fecha no tenemos ninguna complicación derivada de dicha introducción.



Figura 7
Configuración de los electrodos.

El electrodo de tierra lo ponemos en la frente del paciente y por último el electrodo negativo en la mastoides ipsilateral al oído estimulado (figura 7).

DETECCIÓN DE ARTEFACTOS

Para obtener un registro válido e interpretable, es fundamental saber distinguir aquellos registros bien realizados de aquellos que tenemos que descartar por no poder obtener información fiable. De hecho esta prueba requiere experiencia tanto en el registro como en la interpretación.

Por esta razón es importante saber en qué condiciones se ha realizado la prueba, el grado de colaboración del paciente, las impedancias obtenidas de los electrodos y muy especialmente el porcentaje de estímulos rechazados por el equipo.

Habitualmente, la principal razón de una tasa elevada de rechazo de estímulos suele deberse a una mala colocación del electrodo o un conducto ocupado parcial o totalmente por cerumen.

Frecuentemente, los errores en la interpretación de la prueba derivan de un mal marcado de las ondas SP y AP. Es importante conocer que la SP varía según el estadio de la enfermedad. En fases muy avanzadas puede llegar desaparecer el SP por el daño coclear, con lo que es habitual que en pacientes con un Ménière avanzado con un estadio auditivo grado III-IV, los resultados sean menos consistentes por no estar presente la onda SP.

En base a este hecho, aconsejamos no marcar ondas en caso de dudas, porque es preferible un registro inválido a una conclusión errónea sobre la patología del paciente. Puesto que nuestro valor fundamental es un cociente, pequeñas variaciones en el marcado de la onda SP pueden generar grandes alteraciones del SP/AP, lo que nos llevaría a tener una conclusión errónea con toda probabilidad (figura 8).

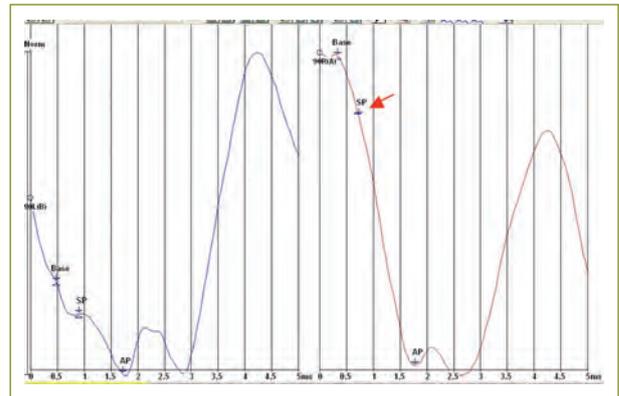


Figura 8
Registro en un paciente en el que en el oído izquierdo (en azul) se detectan las ondas SP y AP con facilidad. En cambio en el oído derecho (rojo), se ha marcado la onda SP (flecha roja), erróneamente, porque no está presente.

A medida que el examinador tiene experiencia, la exclusión de registros va disminuyendo y la sensibilidad y especificidad de la prueba aumenta.

INDICACIONES DE LA ECOG

El desarrollo en el diagnóstico y el tratamiento de la enfermedad de Ménière, a lo largo de estos años, es innegable, si bien es cierto que su base fisiopatológica, el hidrops endolinfático, todavía están envuelta en cierta controversia (12).

Puesto que la ECoG se convirtió en el primer método de objetivación de dicho hidrops, esto ha supuesto el avance de esta herramienta como un instrumento de diagnóstico y evaluación del Ménière fiable y reproducible. De hecho, es indudable que la principal indicación de la ECoG está en el diagnóstico o monitorización de la EM.

No obstante, algunos autores han puesto de manifiesto la utilidad de la ECoG en otras patologías como la neuropatía auditiva, fístula perilinfática, sífilis congénita o enfermedad de Lyme. Pero quizá donde más relevancia está adquiriendo la ECoG, además de la enfermedad de Ménière, es en el diagnóstico del síndrome de la tercera ventana, donde varios autores coinciden en la observación de registros patológicos en pacientes con dehiscencia del canal semicircular superior (13).

Del mismo modo, la ECOG aporta información clínicamente útil para el diagnóstico e incluso el manejo de la neuropatía auditiva.

Enfermedad de Ménière

Es un hecho comprobado que los pacientes con EM normalmente desarrollan amplitudes del SP aumentadas. Esto se explica porque el aumento del volumen endolinfático crea una alteración en la capacidad vibratoria del órgano de Corti, ante la cual el SP es sensible.

A pesar de que este hallazgo es frecuente, la baja especificidad del mismo reduce mucho su aplicabilidad. El rendimiento de la prueba aumenta considerablemente si se relaciona con la amplitud del AP.

De hecho, actualmente la mayoría de los autores consideran que un aumento del cociente SP/AP utilizando clicks es característico del Ménière/hidrops.

Aunque la especificidad de este cociente a la hora de identificar el hidrops es alta, oscilando según distintos autores

entre 70-90% (10, 14, 15), la incidencia del aumento de este cociente en la población con enfermedad de Ménière oscila entre el 55-65%, y se han descrito cifras tan bajas como el 20% (16).

Una de las explicaciones para esta gran disparidad en torno a las cifras publicadas de sensibilidad y especificidad de la prueba, además de la variabilidad de los registros utilizados y las diferencias de calibración, la encontramos fácilmente en la propia naturaleza de la EM. Esta es un proceso clínico caracterizado por la evolución de distintos estadios, los cuales se manifiestan electrofisiológicamente de modo diferente. De este modo, tanto Ferraro (9) como Pou y cols. (17) encontraron diferentes cocientes SP/AP en función de la fase clínica del paciente, llegando hasta un 90% de especificidad cuando la enfermedad estaba activa clínicamente. Ge y Shea (14) reportaron en una muestra de 2.140 pacientes con enfermedad de Ménière diferencias según el estadio audiométrico y clínico, y según el tiempo de evolución de la enfermedad.

Este mismo hecho apoya la recomendación de distintos autores de utilizar la ECoG para comparar varios registros del mismo paciente en distintos estadios clínicos.

En un intento de mejorar la sensibilidad de la prueba para el diagnóstico de la enfermedad de Ménière, Devai-ah *et al.* (18), no solo mide el cociente de la amplitud SP/AP, sino también la relación del área SP/AP, con lo que aumenta según el autor la sensibilidad de la prueba. La razón de ese aumento de sensibilidad radica según los autores, en que la medición del área en vez de la amplitud, es más sensible al ensanchamiento del complejo del AP, hallazgo muy frecuente en la enfermedad de Ménière, y que la simple medición de las amplitudes no detectaría.

En la figura 9 mostramos el registro de un paciente con enfermedad de Ménière del oído izquierdo, en el que el cálculo de las áreas muestra un SP/AP elevado significativamente con respecto al oído sano. En la figura 10 se muestra otro paciente en el que el cálculo de las amplitudes muestra un hidrops izquierdo.

No obstante, este hecho no ha sido replicado por otros autores que no encuentran diferencias significativas entre los dos métodos de registro (19).

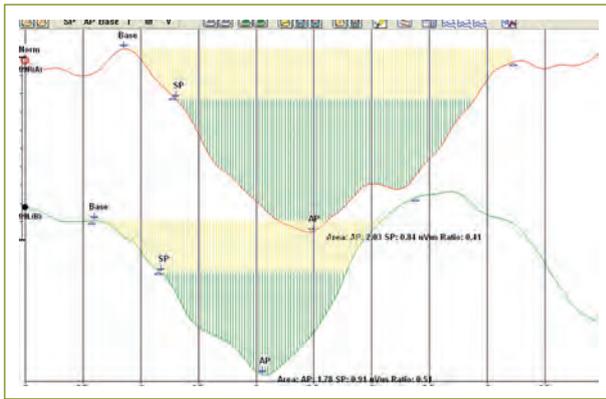


Figura 9

Paciente con enfermedad de Ménière del oído izquierdo, en el que se ha calculado el cociente SP/AP con las áreas.

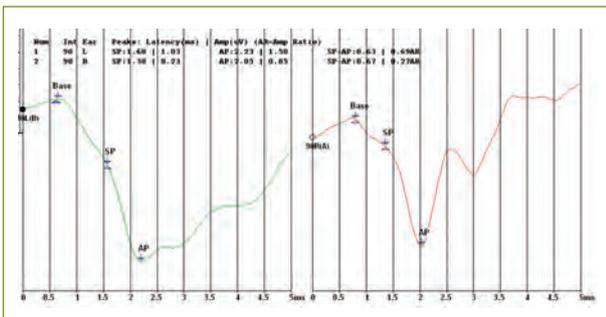


Figura 10

Registro de una paciente con enfermedad de Ménière del oído izquierdo, donde se calcula el cociente SP/AP con las amplitudes de las ondas.

Dicho esto, ante un registro con un cociente SP/AP elevado, podemos diagnosticar con relativa confianza un hidrops endolinfático, pero es necesario enfatizar que la presencia de hidrops no garantiza que exista un síndrome de Ménière.

De hecho, en la actualidad aún no está resuelto el dilema de la presencia de un hidrops endolinfático en un paciente asintomático, que otros autores han puesto de manifiesto

(12), y que tenemos que tener en cuenta a la hora de informar a nuestros pacientes.

El diagnóstico de hidrops endolinfático nos va ayudar a apoyar una sospecha clínica previa, a distinguirlo de patologías que imiten la enfermedad de Ménière o a ampliar el diagnóstico diferencial.

Neuropatía auditiva

La neuropatía auditiva (NA) o disincronía auditiva (DA) se atribuye a una desincronización de la vía auditiva en la que estando funcionantes las CCE, la señal no puede transmitirse por el VIII par, provocando una alteración de la percepción auditiva.

Los pacientes con NA muestran típicamente una pobre respuesta neural del VIII par, mientras que la función de las células ciliadas externas está intacta. Esta función es valorada habitualmente mediante la presencia de otoemisiones acústicas y la detección del potencial microfónico coclear. La afectación del VIII par se puede demostrar con PEATC alterados, ausencia de reflejos musculares del oído medio o la ausencia de supresión de las OEA.

Aunque el papel de las OEA es importante y ampliamente aceptado, existen algunos casos de pacientes con sospecha de NA, que debido a la presencia de ocupación de la caja timpánica o cualquier otro problema en el oído medio pueden ser poco útiles. En esos casos la detección del potencial microfónico coclear puede ser de gran ayuda porque su normalidad nos informará de una correcta función de las células ciliadas externas, ya que este registro es menos vulnerable para los problemas de oído medio.

EL MC detectado mediante PEATC puede ser de escasa amplitud, pero si se obtiene mediante ECoG trans o extratimpánica, puede generar un potencial MC de gran amplitud, con umbrales normales y puede incluso prolongarse en el tiempo durante varios milisegundos.

Existen varias observaciones de autores (20, 21), describiendo la preservación de un potencial MC amplio y prolongado en el tiempo, con identificación clara de la onda SP, al mismo tiempo que aparece un complejo AP ausente, retrasado, desincronizado o ensanchado.

Síndrome de la tercera ventana

La dehiscencia del canal semicircular superior, descrito por Minor y cols. (22), está asociado con numerosos hallazgos tanto vestibulares como auditivos. Forman parte de su espectro clínico, el fenómeno de Tullio, el aumento de la sensibilidad al estímulo auditivo por vía ósea y una disminución significativa del umbral de la obtención del potencial miogénico vestibular (VEMP).

Recientemente algunos autores (23, 24) han demostrado que la ECoG puede suponer una herramienta válida para el diagnóstico y monitorización del síndrome de la tercera ventana. En estos pacientes se encuentran, del mismo modo que en pacientes con enfermedad de Ménière, un cociente SP/AP elevado. Los autores hipotetizan que este considerable aumento, puede deberse a una alteración de la mecánica coclear, provocando que la membrana basilar se dirija anómalamente hacia la escala timpánica. La dehiscencia de

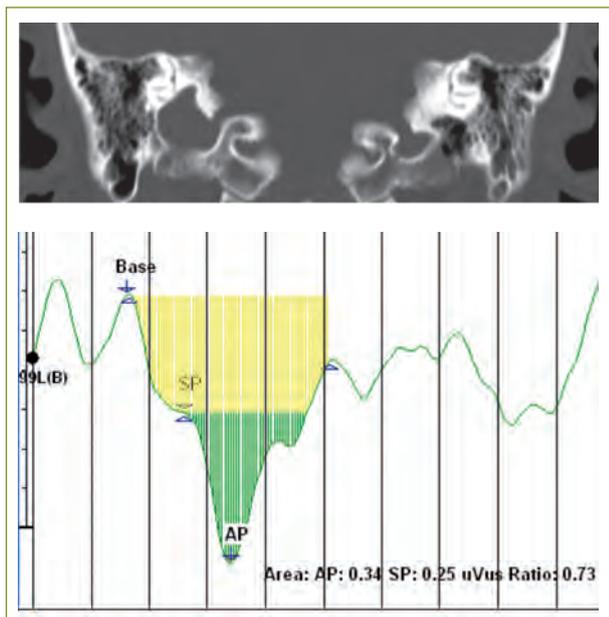


Figura 11
Paciente con una dehiscencia del canal semicircular posterior derecho debido a un bulbo de la yugular situado muy cranealmente. El registro de la ECHOG muestra un cociente SP/AP anómalamente elevado.

cualquier canal podría producir un significativo descenso de la impedancia del lado de la escala vestibular de la partición coclear, lo que generaría un aumento de la SP, según el modelo teorizado por Rosowski y cols (25). De este modo, existe experiencia de cómo un cociente SP/AP elevado en estos pacientes, puede disminuir a rango de normalidad cuando la dehiscencia se resuelve de modo quirúrgico (23).

En la figura 11 mostramos un paciente con una dehiscencia de canal semicircular posterior debido a un bulbo de la yugular alto, que presentaba únicamente una hipoacusia conductiva derecha y un fenómeno de Tullio leve.

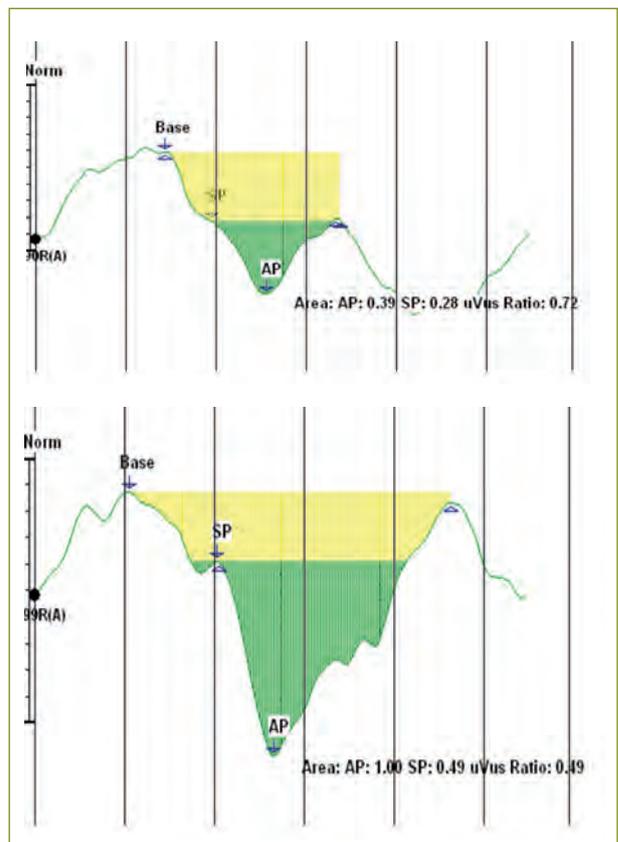


Figura 12
Registros correspondientes a un paciente con fistula perilinfática. El registro superior corresponde a su momento más sintomático, y el inferior tras su resolución, en el que el paciente no tenía dichos síntomas.

En la ECoG se muestra cómo el registro del oído derecho presenta un cociente SP/AP de 2,15 situado en rango patológico y significativamente superior al del oído izquierdo con un valor de 0.15.

Merece un apartado independiente la mención de la fístula perilinfática, la cual puede cursar clínicamente de modo muy similar al síndrome de la tercera ventana o a la propia enfermedad de Ménière. Curiosamente, también este cuadro clínico cursa con una elevación significativa del cociente SP/AP, especialmente si la fístula está activa en el momento de la prueba (26), sugiriendo un nexo fisiopatológico entre las tres entidades. En la figura 12 mostramos dos registros de ECoG en un paciente con un diagnóstico de fístula perilinfática, antes y después de su resolución.

Monitorización

La ECoG puede ser utilizada también como método de evaluación o monitorización de tratamientos, bien sean médicos o quirúrgicos.

Autores como Moon y cols. (27) demuestran cómo la realización seriada de este registro en su población de 94 pacientes con EM, les ayudó a detectar que aquellos pacientes con mayores cocientes SP/AP en la visita inicial, tenían peor pronóstico auditivo a los dos años de la primera determinación.

En nuestra unidad de Otoneurología, realizamos de modo protocolizado una ECoG a todos aquellos pacientes con EM candidatos a terapéutica intratimpánica con dexametasona, y la repetimos un mes tras las inyecciones. En líneas generales, obtenemos una reducción significativa del cociente SP/AP tras el tratamiento (28), pudiendo afirmar que la realización de la ECoG es un instrumento útil en la monitorización de este tipo de tratamiento. Del mismo modo otros autores han realizado el mismo estudio pero con gentamicina (29), sin que en este caso los autores encontrasen diferencias significativas entre los dos registros. Este hecho podría interpretarse como que el éxito de la gentamicina no se deba obviamente a la reducción del hidrops endolinfático, y sí sea el caso de la dexametasona intratimpánica.

También existe experiencia en la utilización de la ECoG como monitor de la actividad del nervio coclear durante la cirugía del ángulo pontocerebeloso. Morawski y cols. (30) recalcan

la utilidad de un instrumento que de modo relativamente rápido refleje los cambios que la cirugía pueda producir en la función coclear.

De una forma muy similar, otros autores han utilizado la ECoG para monitorizar la cirugía del implante coclear (31) o de implantes de oído medio (32), destacando en ambos casos que la disponibilidad de este medio durante la cirugía podría reducir cualquier posible lesión sobre la función auditiva del paciente.

BIBLIOGRAFÍA

1. Spendlin, H.; Baumgartner, H. Electrocochleography and cochlear pathology. *Acta Otolaryngol.* 1977 Jan-Feb; 83 (1-2): 130-135.
2. Ferraro, J. A.; Durrant, J. D. Electrocochleography in the evaluation of patients with Ménière's disease/endolymphatic hydrops. *J Am Acad Audiol.* 2006 Jan; 17 (1): 45-68.
3. Durrant, J. D.; Ferraro, J. A. Analog model of human click-elicited SP and effects of high-pass filtering. *Ear Hear.* 1991 Apr; 12 (2): 144-148.
4. Dallos, P.; Wang, C. Y. Bioelectric correlates of kanamycin intoxication. *Audiology.* 1974; 13 (4): 277-289.
5. Rance, G.; Beer, D. E.; Cone-Wesson, B.; Shepherd, R. K.; Dowell, R. C.; King, A. M.; Rickards, F. W.; Clark, G. M. Clinical findings for a group of infants and young children with auditory neuropathy. *Ear Hear.* 1999 Jun; 20 (3): 238-252.
6. Schoonhoven, R.; Prijs, V. F.; Schneider, S. DPOAE group delays versus electrophysiological measures of cochlear delay in normal human ears. *J Acoust Soc Am.* 2001 Apr; 109 (4): 1503-1512.
7. Dauman, R.; Aran, J. M.; Charlet de Sauvage, R.; Portmann, M. Clinical significance of the summating potential in Ménière's disease. *Am J Otol.* 1988 Jan; 9 (1): 31-38.
8. Storms, R. F.; Ferraro, J. A.; Thedinger, B. S. Electrocochleographic effects of ear canal pressure change in subjects with Ménière's disease. *Am J Otol.* 1996 Nov; 17 (6): 874-882.
9. Ferraro, J. A.; Durrant, J. D. Electrocochleography in the evaluation of patients with Ménière's disease/endolymphatic hydrops. *J Am Acad Audiol.* 2006 Jan; 17 (1): 45-68.

10. Martín-Sanz E.; Esteban Sánchez J.; González Julia M.; Zschaecck Luzardo C.; Mato Patino T.; Rodrigáñez Riesco L.; Sanz Fernández R. Electrocochleografía extratimpánica en la enfermedad de Ménière. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2012 Nov-Dec; 63 (6): 421-428.
11. Schoonhoven, R.; Prijs, V. F.; Grote, J. J. Response thresholds in electrocochleography and their relation to the pure tone audiogram. *Ear Hear.* 1996 Jun; 17 (3): 266-275.
12. Merchant, S. N.; Adams, J. C.; Nadol, J. B Jr. Pathophysiology of Meniere's syndrome: are symptoms caused by endolymphatic hydrops? *Otol Neurotol.* 2005 Jan; 26 (1): 74-81.
13. Adams, M. E.; Kileny, P. R.; Telian, S. A.; El-Kashlan, H. K.; Heidenreich, K. D.; Mannarelli, G. R.; Arts HA. Electrocochleography as a diagnostic and intraoperative adjunct in superior semicircular canal dehiscence syndrome. *Otol Neurotol.* 2011 Dec; 32 (9): 1506-1512.
14. Ferraro, J. A.; Durrant, J. D. Electrocochleography in the evaluation of patients with Ménière's disease/endolymphatic hydrops. *J Am Acad Audiol.* 2006 Jan; 17 (1): 45-68.
15. Ge, X.; Shea, J. J. Jr. Transtympanic electrocochleography: a 10-year experience. *Otol Neurotol.* 2002 Sep; 23 (5): 799-805.
16. Gibson, W. P.; Moffat, D. A.; Ramsden R. T. Clinical electrocochleography in the diagnosis and management of Ménière's disorder. *Audiology.* 1977 Sep-Oct; 16 (5): 389-401.
17. Pou, A. M.; Hirsch, B. E.; Durrant, J. D.; Gold, S. R.; Kamerer, D. B. The efficacy of tympanic electrocochleography in the diagnosis of endolymphatic hydrops. *Am J Otol.* 1996 Jul; 17 (4): 607-611.
18. Devaiah AK.; Dawson KL.; Ferraro JA.; Ator GA. Utility of area curve ratio electrocochleography in early Ménière disease. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2003 May; 129 (5): 547-551.
19. Baba, A.; Takasaki, K.; Tanaka, F.; Tsukasaki, N.; Kumagami, H.; Takahashi, H. Amplitude and area ratios of summing potential/action potential (SP/AP) in Ménière's disease. *Acta Otolaryngol.* 2009 Jan; 129 (1): 25-29.
20. Starr, A. *COchlear receptor* (micrphonic and summing potentials, otoacoustic emissions).
21. Santarelli, R.; Starr, A.; Michalewski, H. J.; Arslan, E. Neural and receptor cochlear potentials obtained by transtympanic electrocochleography in auditory neuropathy. *Clin Neurophysiol.* 2008 May; 119 (5): 1028-1041.
22. Minor, L. B.; Solomon D.; Zinreich, J. S.; Zee, D. S. Sound- and/or pressure-induced vertigo due to bone dehiscence of the superiorsemicircular canal. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 1998 Mar; 124 (3): 249-258.
23. Arts, H. A.; Adams, M. E.; Telian, S. A.; El-Kashlan, H.; Kileny, P. R. Reversible electrocochleographic abnormalities in superior canal dehiscence. *Otol Neurotol.* 2009 Jan; 30 (1): 79-86.
24. Adams, M. E.; Kileny, P. R.; Telian, S. A.; El-Kashlan, H. K.; Heidenreich, K. D.; Mannarelli, G. R.; Arts, H. A. Electrocochleography as a diagnostic and intraoperative adjunct in superiorsemicircular canal dehiscence syndrome. *Otol Neurotol.* 2011 Dec; 32 (9): 1506-1512.
25. Rosowski, J J.; Songer, J. E.; Nakajima, H. H.; Brinsko, K. M.; Merchant, S. N. Clinical, experimental, and theoretical investigations of the effect of superiorsemicircular canal dehiscence on hearing mechanisms. *Otol Neurotol.* 2004 May; 25 (3): 323-332.
26. Arenberg, I. K.; Ackley, R. S.; Ferraro, J. *et al.*: EcoG results in perilymphatic fistula: clinical and experimental studies. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1988, 99: 435-443.
27. Il Joon Moon, Ga Young Park, Jeeseun Choi, Yang-Sun Cho, Sung Hwa Hong, and Won-Ho Chung. Predictive Value of Electrocochleography for Determining Hearing Outcomes in Ménière's Disease. *Otol Neurotol.* 2012 Feb; 33 (2): 204-210.
28. Martín-Sanz, E.; Luzardo, C. Z.; Riesco, L. R.; Patino, T. M.; Sanz, R. The use of electrocochleography to monitor the response of Ménière's disease patients to intratympanic steroids. *Acta Otolaryngol.* 2013 Nov; 133 (11): 1158-1164.
29. Büki, B.; Platz, M.; Haslwanter, T.; Jünger, H.; Avan, P. Results of electrocochleography in Ménière's disease after successful vertigo control by single intratympanic gentamicin injection. *Audiol Neurootol.* 2011; 16 (1): 49-54.
30. Morawski, K. F.; Niemczyk, K.; Bohorquez, J.; Marchel, A.; Delgado, R. E.; Ozdamar, O.; Telischi, F. F. Intraoperative monitoring of hearing during cerebellopontine angle tumor surgery using transtympanic electrocochleography. *Otol Neurotol.* 2007 Jun; 28 (4): 541-545.

31. Mandalà, M.; Colletti, L.; Tonoli, G.; Colletti, V. Electrocochleography during cochlear implantation for hearing preservation. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2012 May; 146 (5): 774-781
32. Colletti, V.; Mandalà, M.; Colletti, L. Electrocochleography in round window Vibrant Soundbridge implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2012 Apr; 146 (4): 633-640.

6.3.3. POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS DEL TRONCO CEREBRAL

MANUEL SAINZ QUEVEDO*

RESPUESTA NORMAL DE LOS POTENCIALES DEL TRONCO CEREBRAL

A pesar de haber transcurrido más de 40 años desde que Shomer y Feinmesser (1) registraran, mediante electrodos en vertex y mastoides, una serie de ondas en los primeros 10 milisegundos después del estímulo acústico, el registro de los potenciales evocados auditivos del tronco constituye uno de los procedimientos más empleados en el estudio de la vía auditiva. Su origen a distintos niveles en las estructuras neuronales del tronco encefálico la numeración de estas ondas con números romanos, tal y como las conocemos hoy en día se debe a Jewett y cols. (2).

Descripción y origen de los PEATC

La respuesta está formada por una serie de 5 a 7 ondas positivas en el vertex, separadas por alrededor de 1 milisegundo.

La onda I la vemos como un pequeño cambio de polaridad positiva cuando un electrodo situado en el vertex lo referenciamos a la mastoides o al lóbulo del pabellón auricular. El hecho de que su polaridad cambie cuando el electrodo de mastoides o lóbulo se referencia a otra localización no cefálica, parece confirmar su origen en el nervio coclear (3) y, en el mismo sentido se apunta cuando, al seccionar este nervio a la salida del conducto auditivo interno, desaparecen las

restantes ondas de la respuesta (4). Por el contrario la onda II no cambia de polaridad cuando modificamos la situación del electrodo de referencia una posición no cefálica, como ocurría con la onda I y su latencia parece corresponder a la actividad de núcleo coclear (5). Esto último nos indica que su generador se encuentra en un plano más cefálico que la anterior. La onda III es uno de los componentes de la respuesta de mayor consistencia y reproducibilidad. La contribución de las estructuras del tronco del encéfalo más importantes a su génesis parecen estar ubicadas en el complejo olivar superior (4). Tanto las lesiones que afectan de forma más o menos restringida al lemnisco lateral producen una modificación en la onda IV en el animal, lo que hace pensar que el generador de dicha onda corresponda a este nivel (6): en lo que afecta a los generadores de la onda V, la más estable y persistente de los componentes de los potenciales del tronco, las lesiones experimentales del lemnisco lateral y por ende de los tubérculos cuadrigéminos llevan consigo modificaciones importantes en la onda V.

Lo anterior no significa que los orígenes de los diferentes componentes de esta respuesta electrofisiológica estén claramente definidos espacialmente. La respuesta sería claramente negativa si tenemos en cuenta la complejidad de la vía auditiva y el número de escalones sinápticos implicados en su funcionamiento. No obstante, grosso modo, si hay una cierta concordancia, desde el punto de vista clínico, entre los niveles asignados a los generadores de las distintas ondas.

Respuesta normal

A una intensidad de 70 dB sobre el umbral de audición la respuesta está formada por una serie de 4 a 7 ondas positivas en el vertex, de las que las cinco primeras son las más constantes (figura 13). La onda IV y la V forman un complejo con una morfología variable. En ocasiones se encuentran claramente separadas y en otras la IV constituye un pico que forma parte de la V, mucho más amplia. Las latencias de cada componente, como los podemos ver en la tabla 3, oscilan entre 1,6 mseg. para la onda I y 5,6 para la V. El coeficiente de variación oscila entre el 5,5% para la onda I y el 2,5 para la V. En el diagrama de la (figura 14) vemos los valores correspondientes a las latencias de cada onda que como se puede comprobar, son considerablemente estables.

* Manuel Sainz, msainzquevedo@gmail.com

AUDIOLOGÍA

EXPLORACIÓN OBJETIVA DE LA AUDICIÓN. RESPUESTAS ELÉCTRICAS

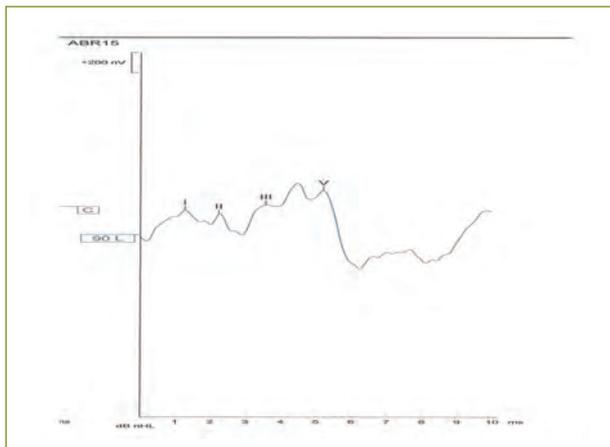


Figura 13

Registro normal de unos potenciales auditivos del troco cerebral. Los picos hacia arriba indican positividad en verte. Con números romanos la denominación de las distintas ondas que componen la respuesta.

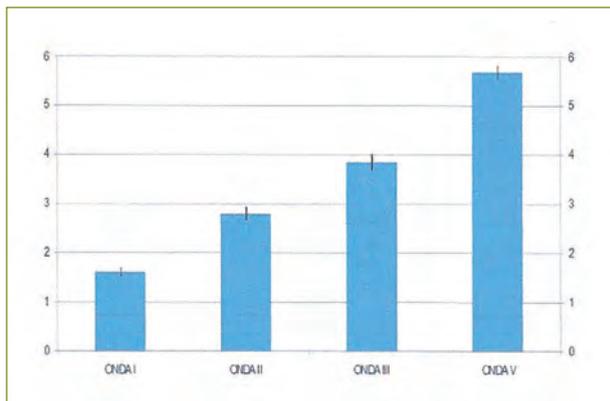


Figura 14

Medias y derivación estándar correspondientes a las latencias de cada onda. Como se puede apreciar los valores son bastante estables a intensidades de 80 dB.

La amplitud, por el contrario es mucho más variable (figura 16). En la tabla 3 podemos ver los valores medios, desviación estándar y los distintos intervalos de aceptación para cada onda.

Tabla I

Estudio estadístico de los valores normales de las distintas ondas que forman la respuesta de los potenciales del tronco.

Onda I

Latencia Media = 1, 613 P. I. N. INTERVALO
 Desviación estándar = 0, 088 75% 1, 466-1, 759
 C. V. = 5, 5% 90% 1, 403-1, 822
 99% 1, 285-1, 941
 Amplitud Media = 0, 237 P. I. N. INTERVALO
 D. S. = 0, 194 75% 0, 006 - 0, 649
 C. V. = 59, 3% 90% - 0, 787
 99% - 0, 048

Onda II

Latencia Media = 2, 8 P. I. N. INTERVALO
 D. S. = 0, 134 75% 2, 577 - 3, 023
 C. V. = 4, 8% 90% 2, 481 - 3, 119
 99% 2, 3 - 3, 3
 Amplitud Media = 0, 125 P. I. N. INTERVALO
 D. S. = 0, 102 75% - 0, 295
 C. V. = 81, 6% 90% - 0, 367
 99% - 0, 504

Onda III

Latencia Media = 3, 852 P. I. N. INTERVALO
 D. S. = 0, 165 75% 3, 578 - 4, 125
 C. V. = 4, 3% 90% 3, 461 - 4, 242
 99% 3, 240 - 4, 464
 Amplitud M. = 0, 240 P. I. N. INTERVALO
 D. S. = 0, 092 75% 0, 087 - 0, 392
 C. V. = 38,3% 90% - 0, 580

Onda V

Latencia Media = 5, 687 P. I. N. INTERVALO
 D. S. = 0, 141 75% 5, 454 - 5, 920
 C. V. = 2, 5% 90% 5, 353 - 6, 021
 99% 5,165 - 6, 209
 Amplitud M = 0, 532 P. I. N. INTERVALO
 D. S. = 0, 127 75% 0, 321 - 0, 742
 C. V. = 23, 9% 90% 0, 231-0, 833
 99% 0, 061-1, 003

Diferencia entre la latencia de la onda I y V

Media = 4, 045 INTERVALO
 D. S. = 0, 11 75% 3, 851 - 4, 239
 C. V. = 2, 8% 90% 3, 768 - 4, 322

(M). Media. (D. S.) desviación estándar. C. V. coeficiente de variación.
 P. I. N. Proporción de individuos normales comprendidos en los intervalos de aceptación

Otra de las características de los potenciales del tronco es que sus componentes tienen un comportamiento diferente en relación con la intensidad del estímulo (figura 15). La onda V es, como señalábamos antes, la más persistente

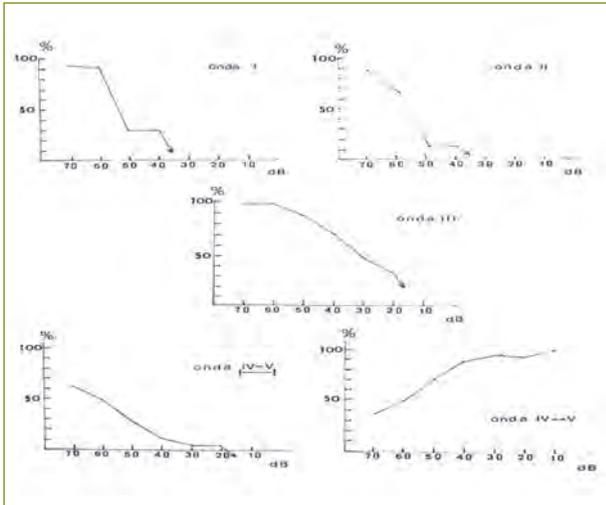


Figura 15

Porcentaje de casos en que se identifica cada una de las ondas que componen la respuesta. Como se puede apreciar las ondas III y V son las más estables. La onda IV se encuentra separada de la V solamente en un pequeño porcentaje de casos cuando la intensidad del estímulo es menor (inferior izquierda). Lo contrario ocurre a intensidades elevadas (inferior derecha).

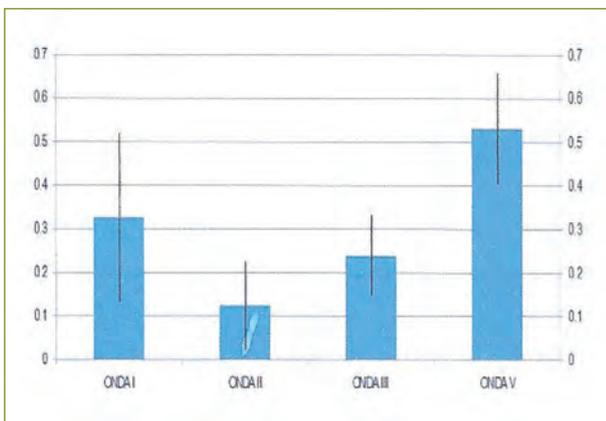


Figura 16

Valores medios y derivación estándar de las amplitudes de las distintas ondas a la misma intensidad 80 dB. La variabilidad aquí es mucho mayor.

mientras que las ondas I y II desaparecen rápidamente cuando disminuye la intensidad. La III es el componente más estable después de la V.

Relación entre la intensidad del estímulo la latencia y la amplitud

A medida que disminuye la intensidad del estímulo la latencia de la onda V aumenta (figura 16). Por el contrario a menor intensidad del estímulo menor amplitud de dicha onda (figura 17), lo mismo ocurre con el resto de los componentes de la respuesta que a baja intensidad llegan incluso a desaparecer (figura 18). Cuando la intensidad se aproxima al umbral de audición, la latencia puede aproximarse a los 8 mseg y la identificación de la onda V requiere de varias repeticiones de la prueba para poder diferenciarla del ruido de fondo, dado el escaso voltaje a estas intensidades.

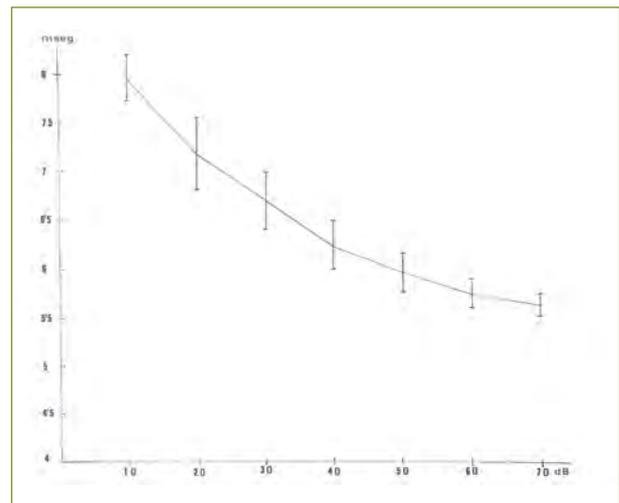


Figura 17

Relación intensidad del estímulo con la latencia de la onda V. A menor intensidad aumento de la latencia.

Influencia de la frecuencia de estimulación sobre la respuesta

La frecuencia de estimulación tiene una importancia considerable desde el punto de vista clínico. A mayor frecuencia menor amplitud, mayor latencia y mayor periodo de latencia

AUDIOLÓGÍA

EXPLORACIÓN OBJETIVA DE LA AUDICIÓN. RESPUESTAS ELÉCTRICAS

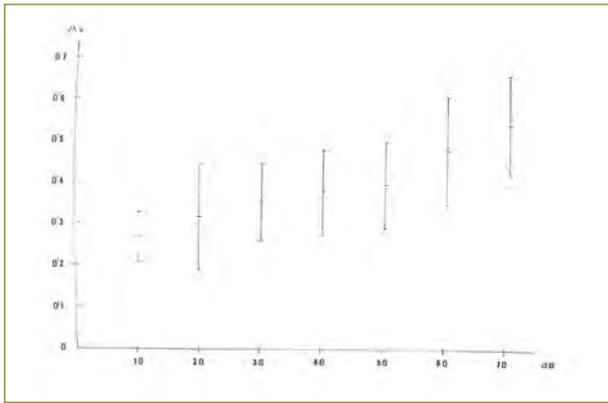


Figura 18

Relación amplitud intensidad. A menor intensidad menor amplitud de la respuesta, llegando a desaparecer esta.

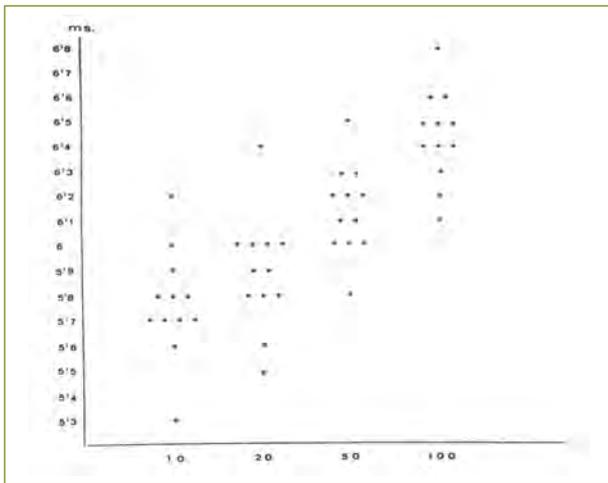


Figura 19

Relación entre la frecuencia de estimulación y las latencias de la onda V.

entre ondas. Con frecuencias de estimulación superiores a 50 Hz se producen cambios considerables en la respuesta (figura 19), no obstante no hemos encontrado estos cambios por debajo de frecuencias de estimulación de 20. Esto es importante tenerlo en cuenta para la determinación del

umbral de audición, ya que es usual emplear frecuencias de estimulación altas para este propósito. El hecho descrito no es más que la evidencia de una adaptación a nivel periférico y central. Los generadores más afectados son los que corresponden a las ondas I y II y en menor medida la III (7).

Registro ipsilateral y contralateral

Si cambiamos la disposición de los electrodos de registro, de vertex a mastoides ipsilateral por vertex a mastoides contraria al oído estimulado, se van a producir una serie de cambios en la morfología de la respuesta que afectan en particular a las primeras las ondas de esta (8). La onda I, que a intensidades elevadas se puede identificar fácilmente deja prácticamente de ser visible cuando empleamos la referencia a la mastoides contralateral (figura 20). Por el contrario las ondas II y III disminuyen su amplitud hasta convertirse en ocasiones en una sola onda. De igual forma se han descrito pequeños cambios de latencia en dichas ondas con registro contralateral al oído explorado (9).

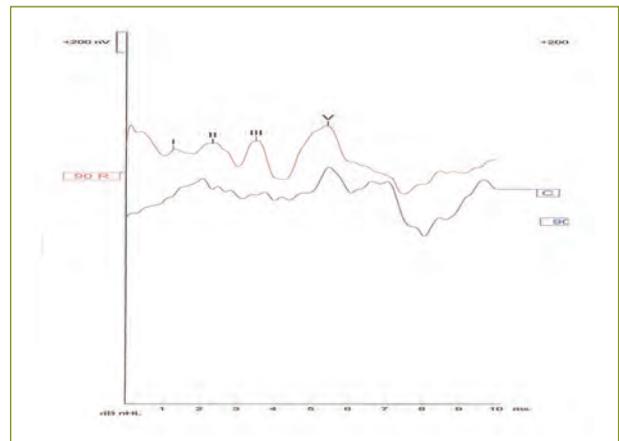


Figura 20

Cambios en la respuesta con estimulación del oído contralateral. Los cambios afectan de forma fundamental a la primera parte de la respuesta. Contralateral trazado inferior(C)

Estimulación bilateral o unilateral

La estimulación bilateral produce un cambio significativo en los potenciales del tronco que se traduce fundamentalmente

en una mayor amplitud de la respuesta (figura 21). La onda V de los potenciales del tronco muestra un cambio en la amplitud (10). Este cambio no se corresponde a la suma de lo que serían dos generadores situados en ambas vías Jewett (11) en experimentos en gatos denominó este hecho como interacción biaural. Si comparamos la situación de estimulación monoaural con la biaural, el aumento de amplitud de la onda V correspondería a un 68,7% si la intensidad es la misma en ambos oídos (12). Con una diferencia de intensidad de 10dB se convertiría en 44% y revertiría a la situación monoaural cuando la diferencia es de 20 dB. Por el contrario, la onda III disminuye su amplitud por debajo de la que corresponde a la estimulación monoaural con diferencias de intensidad de 10 y 20 dB en los dos oídos. Esto puede deberse a fenómenos inhibitorios a este nivel.

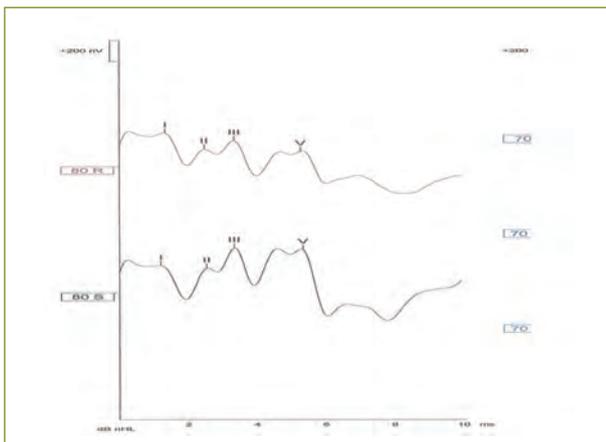


Figura 21

Aumento de la amplitud como resultado de la estimulación bilateral. El registro inferior (S) corresponde a la estimulación simultánea de ambos oídos.

El cambio en amplitud con estimulación bilateral podemos observarlo tanto a altas como a bajas intensidades (figura 21).

Efecto de la edad en los potenciales del tronco

Los potenciales del tronco pueden registrarse a cualquier edad desde el momento del nacimiento. Ya en la década de los 70 se llamó la atención por la gran prevalencia de hipocusias de distinto grado en niños que requerían cuidados

intensivos en el nacimiento (13) En los primeros estudios llevados a cabo se pudo comprobar que a menor edad, tomando como referencia el nacimiento del niño, mayor latencia de la onda V. Por otra parte se comprobó que en el recién nacido la respuesta no tiene la misma morfología del adulto. A esta edad la respuesta está formada en la mayoría de los casos por dos a tres ondas, no adquiriéndose el patrón típico hasta los 3 meses y normalizándose las latencias en relación con el adulto a los 12 meses (14). El intervalo I-V o tiempo de transmisión central a nivel del tronco es sensiblemente mayor que en el adulto (15) con una media de 5 mseg, y una desviación estándar de 0,2. La latencia de la onda V a 70B tiene una media de 7,2 mseg. lo que es sensiblemente más que en el adulto (figura 22). El umbral normal, según nuestra experiencia el recién nacido puede establecerse alrededor de 20-30 dB.

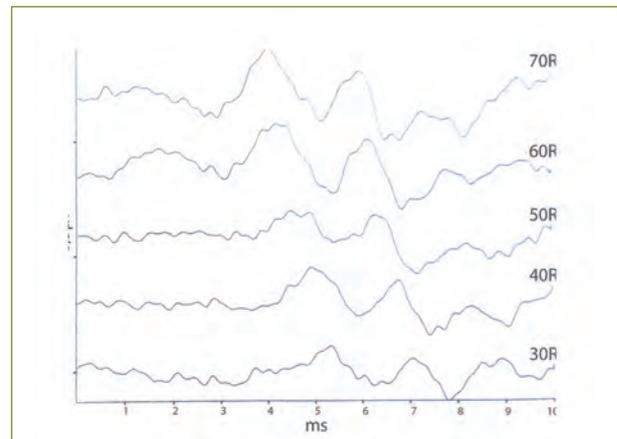


Figura 22

Perfil típico de una respuesta normal en un recién nacido. La onda V se puede identificar claramente hasta una intensidad umbral de 30 dB junto a la onda III.

Otros factores

Factores como el sexo (16), la temperatura corporal (17), el perímetro cefálico la medicación empleada para la sedación de los pacientes pueden influir en los registros de los PEATC. En este último caso los fármacos empleados para usos clínicos no suelen producir cambios significativos en las latencias de la respuesta, ello no obsta para que concentraciones

elevadas de anestésicos inhala torios puedan producir experimentalmente aumentos de la latencia (18).

APLICACIONES CLÍNICAS

Determinación del umbral de audición

La aplicación del estudio de los potenciales del tronco cerebral a la objetivación del umbral audiométrico ha sido una de las principales metas de la obtención de estos registros electrofisiológicos en la clínica. Como se puede comprender el mencionado objetivo es más importante en el caso de los niños de corta edad (figura 23) y esta exploración forma parte de la batería de pruebas empleadas en su estudio.

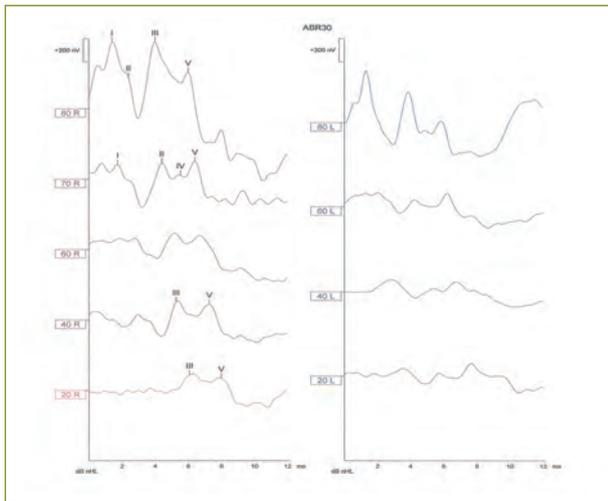


Figura 23

Determinación del umbral de audición en un niño de 13 meses. Las características de la respuesta son similares a las de un adulto.

Uno de los principales problemas con que se encuentra el audiólogo, al intentar extrapolar el umbral del registro de unos potenciales del tronco a lo que sería un audiograma tonal, deriva de la propia naturaleza de la respuesta. La mayor parte de sus componentes, registrados con electrodos de superficie, tienen una amplitud inferior a un microvoltio. Esto lleva consigo la necesidad de que el estímulo empleado genere una descarga neuronal lo más sincrónica posible.

Con esta finalidad el click constituye un breve sonido, que se obtiene haciendo pasar al auricular un impulso eléctrico de alrededor de 100 microsegundos de duración. La duración del click no se corresponde con exactitud con el estímulo eléctrico que lo produce, ya que dependerá de las características técnicas del transductor. Por otra parte en el espectro acústico de un click, en la mayoría de los equipos tienen una mayor participación las frecuencias comprendidas entre los 2 a 4KHz. Si sumamos lo heterogéneo de la distribución acústica de la energía del estímulo, con la peor sincronización de las zonas apicales de la cóclea, podemos entender que la selectividad frecuencial del estímulo no es ideal cuanto más nos desplazemos hacia las frecuencias graves. Se puede entonces considerar que en el caso de una curva audiométrica sin grandes diferencias, puede ser muy similar el umbral de los PEATC al del audiograma. En caso contrario el umbral obtenido mediante los potenciales sería similar al de las frecuencias de 2KHz en adelante.

Los tonos puros son, sin duda, el estímulo más selectivo en lo que a frecuencias se refiere y para confeccionar un audiograma, sería la mejor elección. El problema que tiene un tono puro como estímulo sería fundamentalmente su duración y el periodo de ascenso y descenso. Una onda o tren de ondas sinusoidales que alcanza bruscamente su máxima intensidad partiendo de cero, va a tener al comienzo una gran diseminación frecuencial de energía acústica que se conoce con el nombre de estímulo transitorio. Para evitar esta falta de concreción en cuanto a frecuencia se emplean en la clínica los tonos de corta duración “burst”, con un periodo de ascenso y descenso concreto.

Otro de los procedimientos utilizados es el empleo de un enmascaramiento selectivo de distintas particiones cocleares (19, 20, 21) con ruido filtrado. El ruido produce una activación coclear, pero falta de sincronización, lo que hace que la respuesta no pueda ser promediada. Si este ruido enmascarante lo filtramos con un filtro de paso alto, enmascaramos a demanda determinadas zonas de la cóclea (figura 24). El uso simultáneo de un estímulo tipo click o burst únicamente actuaría a nivel de las zonas cocleares no activadas por el ruido filtrado. Otra modalidad de combinación de ruido con estímulo (22, 23) sería el empleo de un ruido enmascarante en muesca (figura 25) o “knotch noise-masking” El estímulo generaría una respuesta que correspondería únicamente a la zona de la cóclea que queremos

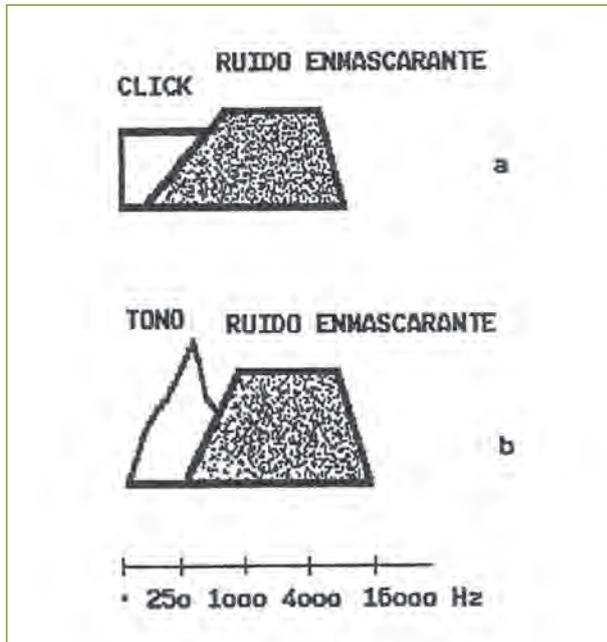


Figura 24

Esquema de enmascaramiento selectivo mediante un ruido filtrado de paso alto.

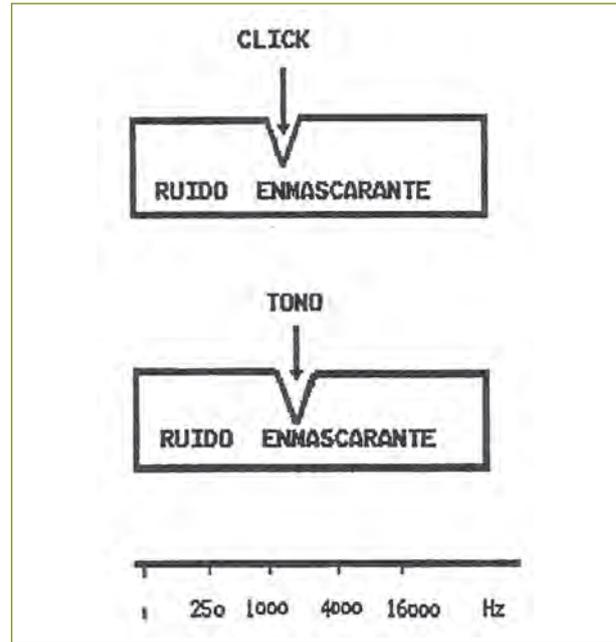


Figura 25

Ruido enmascarante en muesca. Únicamente una pequeña zona de la cóclea podría ser estimulada mediante un estímulo selectivo.

estudiar. El principal inconveniente de estos sistemas que combinan el ruido filtrado con estímulo es que requieren un tiempo considerable para su ejecución.

Enmascaramiento del oído contralateral. El oído contralateral puede ser enmascarado cuando pretendamos evitar la lateralización del oído contrario. Tenemos que pensar que esta se va a producir tanto cuando exploramos la vía aérea como la ósea.

Estimulación por vía ósea. Con el objetivo de valorar la existencia mayor o menor del Rinne audiométrica es posible completar el registro por vía aérea con el de la vía ósea. Para ello tenemos que calibrar el vibrador óseo y retrasar el periodo de análisis de forma que evitemos el artefacto eléctrico del comienzo de este. La valoración de la audición por vía ósea es particularmente útil cuando estudiamos niños con malformaciones de conducto auditivo externo o de la cadena timpano-oscicular.

La combinación de tonos puros por vía aérea y ósea para el registro de los potenciales del tronco es un método que ha demostrado su utilidad en las unidades de de audiología (24) y en particular en la ampliación del estudio de las pérdidas de audición detectadas en el cribado neonatal (25).

Hipoacusias de transmisión

Estimulación por vía aérea. Los valores de las latencias de pacientes afectados de hipoacusias de transmisión indican un marcado aumento de estos en relación con el grado de hipoacusia, comparados con la población normal y a las mismas intensidades de estimulación sobrepasando en mayor o menor medida los valores estándar para cada intensidad (figura 26). Esto último corresponde a registros obtenidos con clicks sin filtrar. Como es lógico si empleamos tonos puros los parámetros varían. En principio cada unidad de audiología debe tener calibrados los estímulos que emplea,

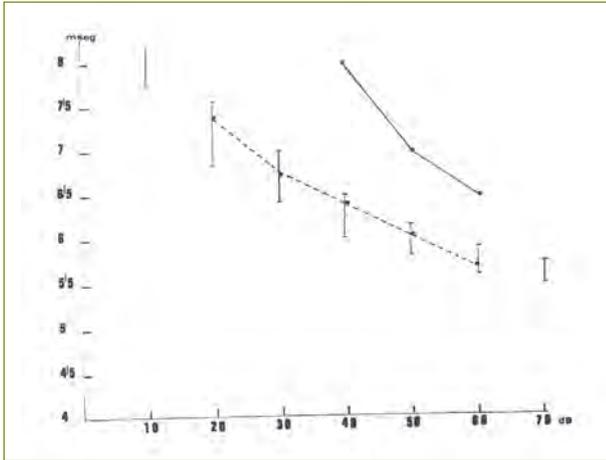


Figura 26

La gráfica indica las latencias correspondientes mediante vía ósea y aérea a distintas intensidades en un paciente con una hipoacusia de transmisión, compruébese cómo las latencias correspondientes a la vía ósea está dentro de los límites normales (trazado discontinuo) por el contrario los de la vía aérea están prolongadas.

estudiando un grupo de sujetos normales que nos van a servir de referencia para valorar nuestros resultados con los pacientes.

La estimulación por vía ósea genera una respuesta que se encuentra dentro de los límites de la normalidad, las latencias se hallan dentro de los valores estándar.

En los pacientes en que la pérdida es uniforme para todas las frecuencias se puede hacer una predicción bastante aproximada del Rinne audiométrico de cada sujeto. Distintos son los casos en que los umbrales para unas y otras son claramente asimétricos, aquí depende del tipo de estímulo que empleemos y de la selectividad de este. Con tonos puros la aproximación al umbral mejora, pero hay que buscar un cierto compromiso con el tiempo dedicado a esta exploración, si tenemos en cuenta que el estudio de la vía aérea y ósea puede ser excesivo desde el punto de vista de la clínica. En nuestro grupo nos es particularmente útil el empleo de los potenciales de estado estable para completar los resultados obtenidos con clicks sin filtrar en las frecuencias de 1KHz y 500 Hz.

Hipoacusias cocleares

A diferencia de las hipoacusias de transmisión, en las hipoacusias cocleares unilaterales no suelen existir diferencias sustanciales en los valores de las latencias correspondientes al oído hipoacúsico con respecto al sano, en particular a intensidades elevadas. Distinto es el caso en que analicemos la curva intensidad-latencia para las intensidades menores (26).

Una forma distinta de sensibilizar la prueba sería, en casos de hipoacusias unilaterales, comparar las latencias de ambos oídos a una misma intensidad sobre el umbral de audición de cada oído. Por poner un ejemplo si el oído afecto presenta una hipoacusia de 50 dB de media para las frecuencias de 2 KHz en adelante y comparamos la respuesta obtenida del oído normal a 20 dB con la del oído hipoacúsico a 70 dB, que son 20 dB sobre su umbral de audición, estamos estudiando ambos oídos a 20 dB sobre su umbral y comprobaremos que las latencias son menores en el oído hipoacúsico (8). Esto sería una objetivación del fenómeno de reclutamiento auditivo (figura 27).

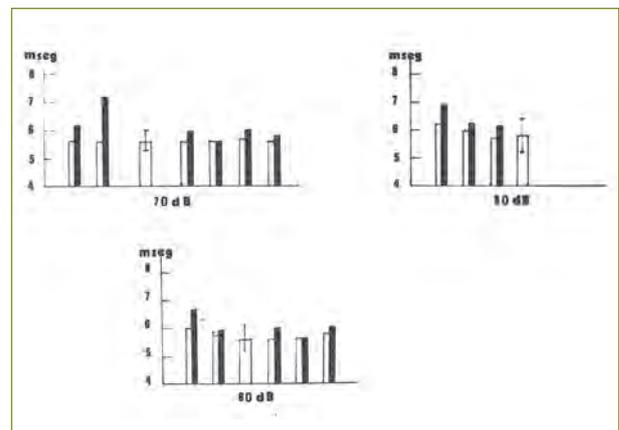


Figura 27

Gráfica correspondiente a las latencias de casos de hidrops unilaterales. Las barras negras corresponden al oído hipoacúsico las blancas al normal. La barra central representa la media y desviación estándar. Compruébese cómo la mayor parte de los valores son normales.

En el caso de hipoacusias cocleares bilaterales podemos comparar también el umbral de la población normal con los niveles medios de pérdida auditiva de cada oído con esta patología (figura 28). Si simplemente valoramos las cifras de latencia de la población normal comparada a los casos de hipoacusia. Estos pueden estar dentro de los límites de la normalidad o encontrarse elevados.

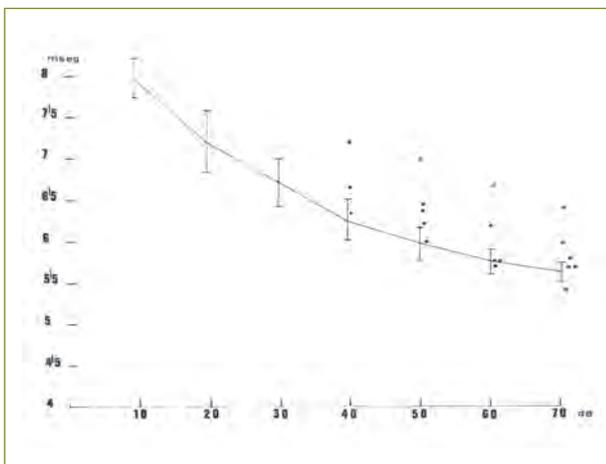


Figura 28

Valores de latencias hipoacusias cocleares bilaterales, compruebes que en muchos casos los valores son similares a la población normal o ligeramente superiores.

El interés de diferenciar una hipoacusia de tipo coclear de una retrococlear en un adulto es considerable, pero sin duda lo es más cuando se trata de un niño en el que la información objetiva es esencial. Aquí el poder realizar un diagnóstico topográfico tiene un interés aun mayor (figura 29). Es también evidente que la existencia de una asimetría en la curva audiométrica con mayor caída en las frecuencias agudas trae aparejada un aumento en la latencia de la onda V.

Otro de los procedimientos que permiten valorar de forma más precisa la existencia de una hipoacusia coclear es el análisis del intervalo I-V. El problema adicional de no poderse identificar en los potenciales del tronco la onda I en muchas ocasiones aconseja la práctica de la electrococleografía para poder identificarla con claridad.

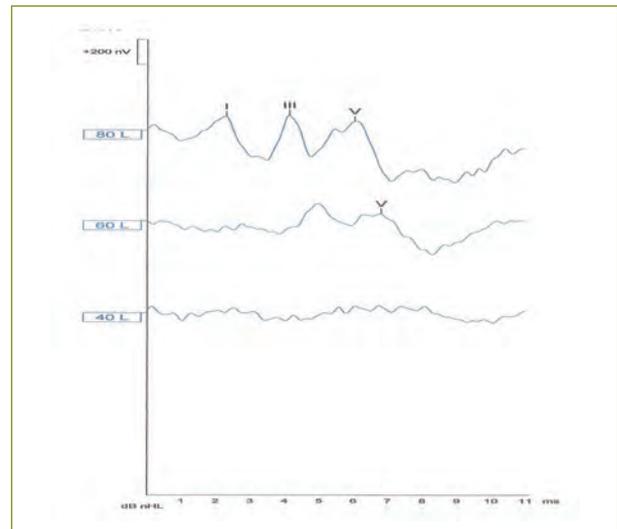


Figura 29

Registro de un niño con hipoacusia coclear.

Más difícil de valorar es la relación intensidad —amplitud que, en el caso de las hipoacusias cocleares, tiene también un comportamiento distinto al de las hipoacusias de transmisión—. En estos casos las amplitudes a intensidades próximas al umbral de audición tienden a ser mayores de lo que le correspondería a la población normal. El problema aquí es que la variabilidad de las amplitudes es considerablemente mayor que las latencias.

Patología retrococlear y potenciales del tronco cerebral

El término retrococlear es muy poco específico ya que engloba diferentes enfermedades congénitas o adquiridas y dentro de estas: periféricas y centrales. Por todo ello hay que abordarlo desde muchas ópticas. Sintetizando podríamos referirnos a las enfermedades que afectan al trayecto de la vía auditiva provocando o no una hipoacusia en el más amplio sentido del concepto. En este apartado se trata únicamente de concretar cuáles son las afecciones más frecuentes que cambian los patrones normales de los potenciales del tronco y en qué sentido.

Si repasamos la literatura es fácil entender que, antes del extraordinario avance que han experimentado los medios de

diagnóstico por imagen, el interés del investigador clínico se dirigía fundamentalmente a el diagnóstico precoz de determinados procesos cuya sospecha y detección suponía un auténtico reto. Es el caso de determinados tumores como los que asentaban en el ángulo ponto-cerebeloso o de patologías neurológicas como la esclerosis múltiple. Después del periodo de evolución de cualquier procedimiento diagnóstico, hoy en día el estudio de los potenciales del tronco ha demostrado ser una magnífica arma dentro del arsenal con que contamos para el estudio topográfico de las enfermedades del sistema nervioso central.

Uno de los ejemplos más claros lo tenemos en aquellas que dan lugar a una falta de sincronización en la vía auditiva "ANSD" o desorden del espectro de la neuropatía auditiva (27), y dentro de estas el amplio número de causas genéticas, sindrómicas y no sindrómicas. De igual forma hay que considerar causas tóxicas o infecciosas y metabólicas, así como el grupo nada concreto de las englobadas dentro de la prematuridad. Desde que se han generalizado los programas de cribado neonatal los pacientes diagnosticados en este grupo han aumentado considerablemente.

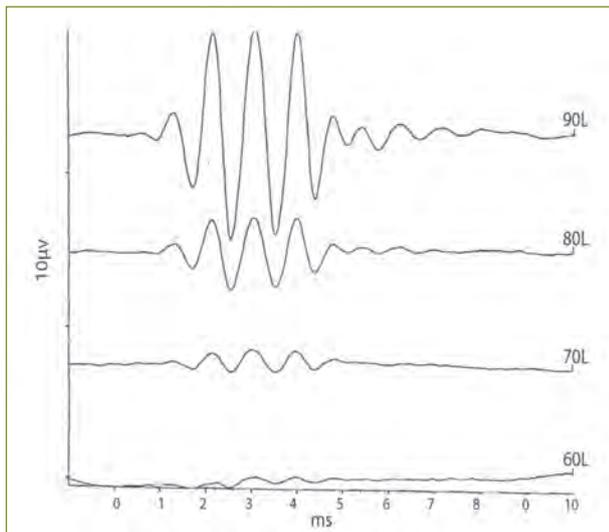


Figura 30
Neuropatía auditiva. Existencia de microfónicos cocleares y ausencia de PEATC.

En la neuropatía auditiva descrita anteriormente por Starr, para establecer el diagnóstico se dan los siguientes hechos: existencia de otoemisiones acústicas y microfónicos cocleares y la ausencia de potenciales del tronco cerebral sin que existiera una correlación audiométrica con lo último (28). Hay que tener en cuenta que las OEA pueden inicialmente estar presentes y desaparecer con el tiempo, lo que demuestra que la propia evolución del proceso puede cambiar el panorama de la clínica (figura 30). En dos hermanos diagnosticados y seguidos en nuestra clínica de Charcot-Marie-Tooth ni tan siquiera la audiometría tonal ha tenido una evolución estable.

La no existencia de respuesta en los PEATC había sido considerada un indicio de patología neurológica (29, 8) en ausencia de una hipoacusia no mayor de 70-80- dB (figura 31). Lo mismo cabe decir de la interrupción de la respuesta a partir de alguno de sus componentes. Este fenómeno junto a la variabilidad en los registros obtenidos lo hemos encontrado en casos de esclerosis múltiple y de tumores del acústico. En otras enfermedades neurológicas como la ataxia de Fredreich también se encuentran alteraciones en los potenciales del tronco.

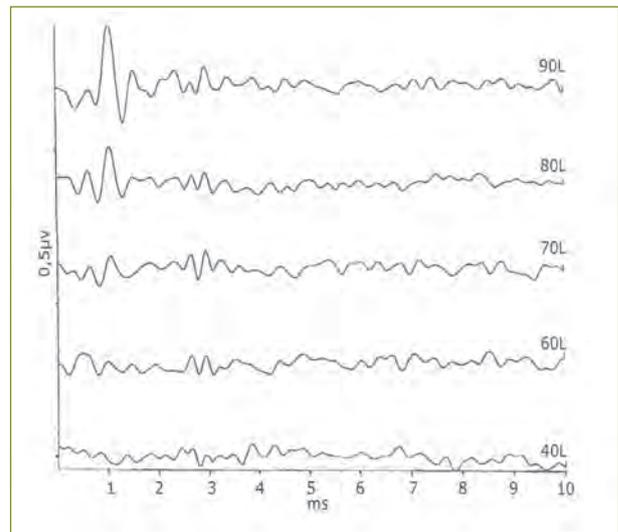


Figura 31
Ausencia de PEATC.

El incremento de la diferencia interaural de la latencia de la onda V se ha considerado un indicador fiable con el fin de establecer la diferencia entre patología coclear y retrococlear (30) (figura 32).

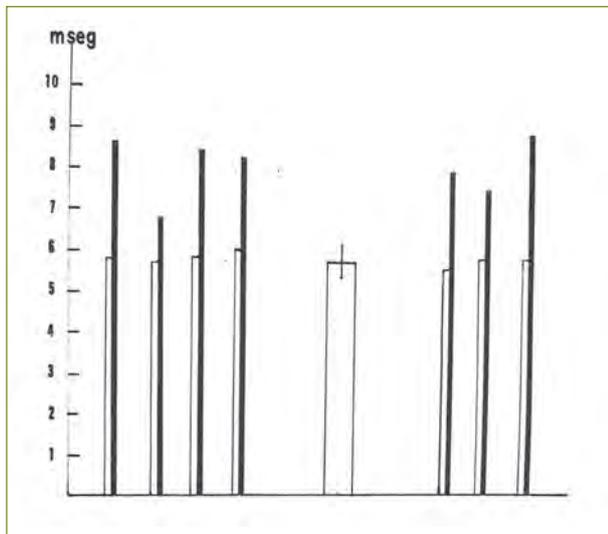


Figura 32
Hipoacusias retrocoleares unilaterales. Las barras negras corresponden al oído hipoacúsico.

El aumento de la latencia del intervalo I-V se ha considerado uno de los parámetros más fiables en la detección de patología retrococlear (31) un incremento de latencia superior a 4, 4 mseg es claramente anormal. Este hecho ya lo hemos señalado al referirnos a las peculiaridades de la respuesta en el recién nacido. Como en este caso la combinación de la electrocoleografía, para valorar la existencia de la onda I, con los potenciales del tronco ha demostrado su utilidad. Por otra parte la electrocoleografía nos aporta una información adicional en el diagnóstico diferencial entre hipoacusias cocleares y retrocoleares.

BIBLIOGRAFÍA

- Sohmer, H.; Feinmesser, M. Cochlear action potentials recorded from the external ear in man. *Ann Otol* 1967; 76.
- Jewett, D. L.; Roman, M. N.; Willinston, J. S. Human auditory evoked potentials: possible brainstem components detected on the scalps. *Science* 1970; 167: 1517-1518.
- Plantz, R. G.; Williston, J. S.; Jewett, D. L. Spatio-temporal distribution of auditory-evoked far field potentials in rat and cat. *Brain Research*, 1974, 68: 55-71.
- Buchwald, J. S.; Huang, C. M. Far field acoustic response: origins in the cat. *Science*, 1975, 189: 382-384.
- Huang, C. M.; Buchwald, J. S. Interpretation of the vertex short latency acoustic response: a study of single neurons in the brainstem. *Brain Research*, 1977, 137: 291-303.
- Henry, K. A. Auditory nerve and brain stem volume-conducted potentials evoked by pure-tone pips in the CBA/J laboratory mouse. *Audiology* 1979, 18: 93-108.
- Sainz, M. Influencia del ritmo de repetición del estímulo en las respuestas evocadas auditivas del tronco cerebral. *Acta Otorrinolaring. Esp.* 1981, 32: 139-146.
- Sainz, M. *Potenciales evocados auditivos del tronco cerebral*. Tesis Doctorales de la Universidad de Granada. 1981, 331: 5-15.
- Barajas J. J. *Característica de la respuesta normal de los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral en el diagnóstico neurológico*. Tesis Doctoral Universidad de Granada. 1985.
- Blegval, D. Binaural summation of surface recorded electrocochleographic responses. *Scandinavian Audiology* 1975, 7: 233-238.
- Jewett, D. L. Volume conducted potentials in response to auditory stimuli as detected by averaging in the cat. *Electoencephalography and Clinical Neurophysiology*. 1970, 28: 609-618.
- Prasher, D. K.; Sainz, M.; Gibson, W. P. R. Effect of interaural intensity differences on binaural summation of brainstem auditory-evoked potentials. *British Journal of Audiology*, 1981 15: 189-194.
- Schulman-Galambos, C.; Galambos, R. Brain stem evoked response audiometry in newborn hearing screening. *Arch. Otolaryngol.* 1979, 105: 86.
- Salamy, A.; McKean, C. Postnatal development of human brain stem potentials during the first year of life. *Electroencephal. Clin. Neurophysiol.* 1976. 40: 418.
- Sainz, M.; Santiago F.; Rama, J. Estudio de las respuestas evocadas del tronco cerebral e impedanciometría en

- el recién nacido. *Acta Otorrinolaring. Esp.* 1981, 32: 386-389.
16. Trune, D. R.; Mirchell, C.; Phillips, D. S. The relative importance of head size, gender and age on the auditory brainstem response. *Hearing Research*, 1988; 32:165-174.
 17. Bastuji, H.; García Larrea, L. Bertrand, O. Manguiere, F. BAEP latency changes during nocturnal sleep are not correlated with sleep stages but with body temperature variations. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 1988; 70: 9-15.
 18. Sainz, M. y cols. Brainstem and middle latency auditory evoked responses in rabbits with halothane anaesthesia. *Actaotolaryngol.* (Stockh) 1987; 103: 613-619.
 19. Teas, D. C.; Eldredge, D.; Davis, H. Cochlear responses to acoustic transients: an interpretation of whole-nerve action potential. *J. Acoustic, Soc. Amer.* 1962; 34: 1438.
 20. Elberling, C. Action potentials along the cochlear partition recorded from the ear canal in man. *Scandinavian Audiology*; 1974, 3: 13-19.
 21. Dos, M.; Eggermont, J. J. Analysis of the click-evoked brainstem potentials in man using high pass noise masking. *J. Acoustic. Soc. Amer* 1978; 63: 1084-1092.
 22. Eggermont, J. J.; Odenthal D. W. Action potential and summing potentials in the normal human cochlea. *Acta Otolaryngologica.* 1974; (suppl) 316: 39-61.
 23. Picton, T. W.; Oullette J.; Hamel, G.; Smith, A. D. Brainstem evoked potentials to tone pips in notched noise. *Journal of Otolaryngology*; 1979. 8: 289-314.
 24. Stapells, D. R.; Oales, P. Estimation of the pure-tone audiogram by the auditory brainstem response: a review. *Audiol Neurootol.* 1997. 2: 257-80.
 25. Picton, T. W.; Durieux-Smith, A.; Moran, L. M. Recording auditory brainstem response from infants. *Int. J. Pediatr Otorhinolaryngol.* 1994; 28: 93-110.
 26. Rupa, V.; Dayal, A. K. Wave V latency shifts with age and sex in normal and patients with cochlear hearing loss: development of a predictive Model. *Br. J Audiol.* 1993; 27: 273-279.
 27. Hayes, D. Identification and management of infants and young children with auditory neuropath spectrum disorder. Guidelines for identification and management of infants and young children with auditory neuropathy spectrum disorder. (Report of a Conference at NHS 2008, Como, Italy). Aurora, CO: The Children, s Hospital-Colorado; 2-8.
 28. Starr, A.; Picton, T. W.; Sininger, Y.; Hoodl, J. Berlin CI Auditory neuropathy. *Brain* 1996; 119: 741-753.
 29. Clemis, S. D.; Mc. Gee, T. Brain stem electric response audiometry in the differential diagnosis of acoustic tumors. *Laryngoscope* 1979; 89: 31-40
 30. Selters, W.; Brackmann, D. Acoustic tumors detection with brainstem electric response audiometry. *Arch Otolaryngol.*, 1977; 103: 181-187.
 31. Eggermont, J. J.; Don, M.; Brackmann, D. E. Electrocochleography and auditory brainstem electric responses in patients with pontine angle tumors. *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol.* 1980; 75: 1-19.

6.3.4. POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS DE LATENCIA MEDIA Y LARGA LATENCIA

MARÍA CRUZ TAPIA TOCA* Y ANTONIO LIROLA DELGADO

INTRODUCCIÓN

Los potenciales evocados auditivos de latencia media (PLM) y de larga latencia (PLL) son un método de diagnóstico objetivo de la funcionalidad de la vía auditiva superior al tronco cerebral. Se basan en el registro de las respuestas eléctricas de la vía acústica ante estímulos sonoros, permitiendo evaluar la funcionalidad de las áreas tálamo-corticales, áreas auditivas corticales y áreas de asociación auditiva cortical.

Respecto a sus orígenes, no parecen estar generados en una región concreta del cerebro, pudiendo representar interacciones entre diferentes regiones cerebrales. Se originan por una mayor actividad postsináptica a diferencia de los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral (PEATC) que son más dependientes de los potenciales de acción del nervio auditivo (1).

* María Cruz Tapia Toca. C/ O'Donnell 46. 28009 Madrid. Teléfono de contacto: 699 792 562. E-mail: mcruztapia@hotmail.com

Existen varias maneras de clasificar a un potencial evocado auditivo (PEA), ninguna de ellas es perfecta, aunque una de las más utilizadas es atendiendo a las latencias características de sus distintos componentes o dicho de otro modo, el tiempo en milisegundos (ms) desde la llegada del estímulo acústico al oído hasta la aparición de las diferentes ondas que componen cada PEA. Otra forma de clasificarlos es en componentes exógenos u obligatorios y en componentes endógenos (2), que reflejan fundamentalmente los aspectos cognitivos del procesamiento de la información (*event-related potentials*, ERP) son sus siglas en inglés. La amplitud y latencia de los exógenos: electrococleografía, PEATC, potenciales de estado estable a múltiples frecuencias, PLM: ondas No-Po-Na-Pa-Nb, y los potenciales corticales: ondas P1-N1-P2, dependen principalmente de las características físicas del estímulo que los ha evocado, teniendo presente que estos últimos componentes también se influyen por la atención que preste el sujeto al estímulo. Por el contrario, los potenciales denominados endógenos: ondas N2 y P3 y el potencial negativo de disparidad conocido como (*mismatch negativity*, MMN), entre otros, no están directamente relacionados con las características físicas del estímulo, puesto que dependen más de la percepción psicológica del sujeto hacia el estímulo y del contexto en el cual esta estimulación es presentada (3). En este capítulo, esta última clasificación es la que seguiremos preferentemente.

Aunque la evaluación mediante el registro de los potenciales exógenos logra una medida objetiva de las aferencias de la vía acústica y un valor topográfico de las lesiones que comprometen a las áreas auditivas donde son generados; existen pacientes con lesiones en las funciones cerebrales superiores como son las cognitivas, perceptivas y lingüísticas, en los cuales los potenciales endógenos son los que han demostrado un valor relevante (1), (2), (3). Los potenciales de larga latencia como son la variación negativa contingente, la onda N400, el complejo acústico cambiante entre otros, no se describen aquí puesto que su aplicación actual abarca otros campos de la neurofisiología menos relacionados con la audiología clínica.

Los PLM y los PLL no presentan cambios significativos entre el género masculino y femenino.

El objetivo de este capítulo es hacer una puesta al día de los probables orígenes de todos los potenciales evocados auditivos generados por encima del tronco cerebral, haciendo

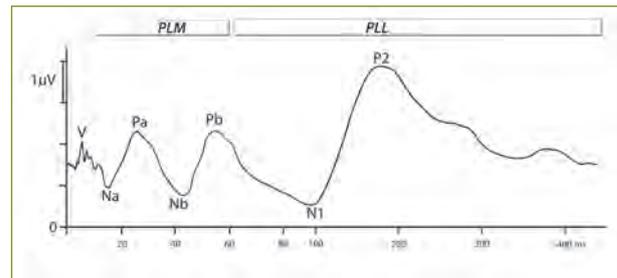


Figura 33

Potenciales de latencia media (PLM): Na, Pa, Nb, a la izquierda de la gráfica y de larga latencia exógenos (PLL): Pb o P50, N1, P2, a la derecha de la gráfica, correspondiente a un adulto sin alteración neurológica o audiológica, registrados con clicks a 70 dB nHL. En el eje de abscisas, las latencias y, en ordenadas, las amplitudes de estos componentes. También se detecta la onda V de los PEATC.

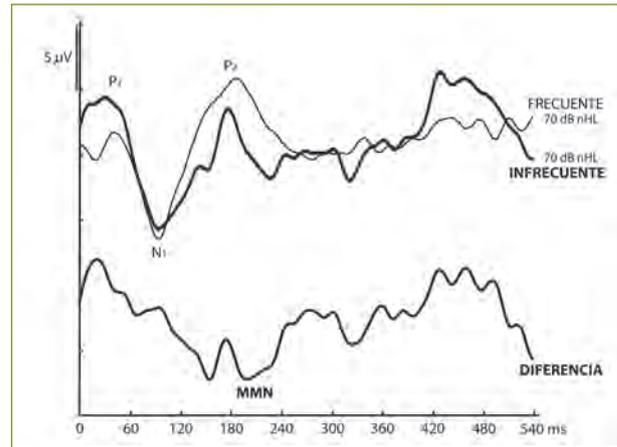


Figura 34

Mismatch negativity (MMN) a 70 dB nHL en un adulto sano de 29 años. Oddball con 80% de tonos frecuentes a 1.000 Hz y 20% de tonos infrecuentes de 2.000 Hz. Obsérvese la curva negativa de base amplia y de baja amplitud.

hincapié en sus procesos madurativos. Se hace también una revisión de la metodología más apropiada para su obtención, así como las aplicaciones clínicas de estos componentes. Para ello hemos dividido el texto en cinco apartados:

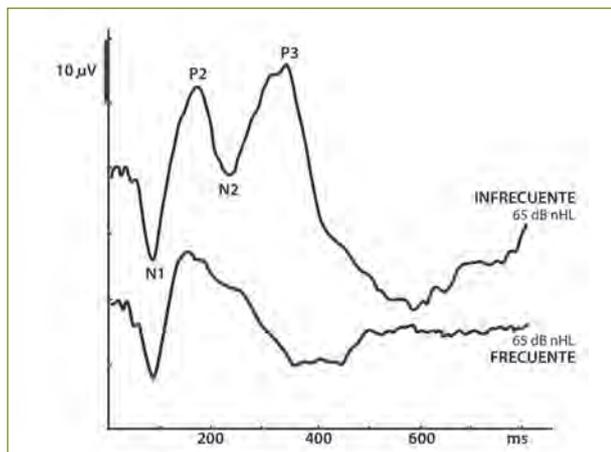


Figura 35

Potenciales endógenos N2 y P3 a 65 dB nHL, obtenidos en una persona del grupo control de 30 años, mediante el paradigma oddball. La estimulación con tonos frecuentes (85%) de 1.000 Hz, gráfica inferior, y con tonos infrecuentes (15%) de 2.000 Hz, gráfica superior. Nótese que en la promediación de los tonos frecuentes se detecta un PLL (N1-P2) clásico. Por el contrario, la promediación de los tonos infrecuentes muestra con claridad las ondas N2 y P3.

el efecto de la edad en los potenciales evocados auditivos que vamos a describir; los potenciales de latencia media (figura 33); los potenciales de larga latencia exógenos u obligatorios (figura 33); los potenciales de larga latencia endógenos (figuras 34 y 35), para terminar unas conclusiones de todo lo anterior.

EFFECTO DE LA EDAD EN LOS POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS MÁS ALLÁ DEL TRONCO CEREBRAL

Potenciales de latencia media

La edad tiene una influencia en los registros de los PLM de origen neurogénico. Pueden obtenerse en recién nacidos con una morfología similar a los adultos, aunque debido a la inmadurez neural de la vía acústica en las áreas donde se estima que son generados, presentan un aumento en sus latencias y disminución de las amplitudes con respecto a un adulto (1). En un estudio sobre 50 neonatos a término, sin

factores de riesgo y con PEATC normales para su edad se obtuvo PLM en 30 individuos mientras que los 20 restantes presentaban respuestas inconsistentes. Estos resultados demostraban una limitación para su aplicación en la clínica como método de diagnóstico auditivo neonatal como son los PEATC (4). A partir de los 5-7 años los resultados son más consistentes aumentando las amplitudes y disminuyendo las latencias. Por el contrario, en adultos con edades superiores a 60 años está descrito un aumento en sus amplitudes, no hay una explicación a este hecho puesto que cualquier potencial evocado disminuye su voltaje a partir de esas edades. Una posibilidad es que las conexiones inhibitorias mediadas por el ácido amino butírico dentro del sistema auditivo pierden su efecto con la edad (5).

Potenciales de larga latencia exógenos

Referente a su maduración, el córtex auditivo muestra una inmadurez desde el nacimiento hasta la adolescencia, los mayores cambios acontecen en los primeros dos años de vida por el aumento de la sinaptogénesis y el metabolismo cerebral repercutiendo favorablemente en las habilidades perceptivas del niño. La maduración axonal en las áreas cerebrales profundas es hacia los 3 años de vida, mientras que en las capas superficiales los axones maduran hacia los 12 años de vida donde la complejidad de las conexiones intracorticales es mayor (6). Los lactantes no presentan los componentes P1, N1 y P2 típicos de un adulto. La respuesta se caracteriza por una onda P1 de amplitud prominente alrededor de los 200 ms, seguida de una onda negativa N. El componente P1 madura entre los 7 a 9 años de edad (7). El complejo N1-P2 no alcanza su madurez en cuanto a su morfología, latencias y amplitudes hasta los 12 a 14 años de vida (7). En los adultos y progresivamente con la senectud, las latencias aumentan y disminuyen las amplitudes de estos potenciales de forma lineal y continua (8).

Potenciales de larga latencia endógenos

La MMN muestra en ocasiones una positividad en su amplitud en las primeras etapas de la vida, aunque se ha descrito que pudiera corresponderse con la onda P3a (9). En los niños mayores, la morfología de la MMN es parecida a los adultos aumentando su negatividad en respuesta al estímulo infrecuente, descrito posteriormente en la metodología para la MMN. En relación a su latencia y amplitud, los cambios son tenues desde la niñez hasta la adolescencia. La

MMN generalmente es de menor amplitud a partir de la senectud (10).

Las ondas N2 y P3 aumentan en su amplitud y disminuyen en su latencia desde los 12 meses hasta los 17 años (11). Estos hallazgos se observan tanto con una participación activa y pasiva del sujeto hacia el estímulo infrecuente, mediante el paradigma *oddball* detallado más adelante. Nosotros observamos resultados similares (12), en un grupo de población desde los 4 a los 18 años sin alteraciones auditivas o neurológicas, basándonos en la misma metodología. Estos componentes mostraron una disminución en sus latencias de manera lineal y continua durante la infancia hasta los 18 años, según se observó estadísticamente en sus coeficientes de correlación. Estos hallazgos pueden explicarse por la mayor velocidad de conducción y mielinización de las fibras nerviosas implicadas en su génesis desde la niñez hasta los adultos jóvenes (13). La maduración de las

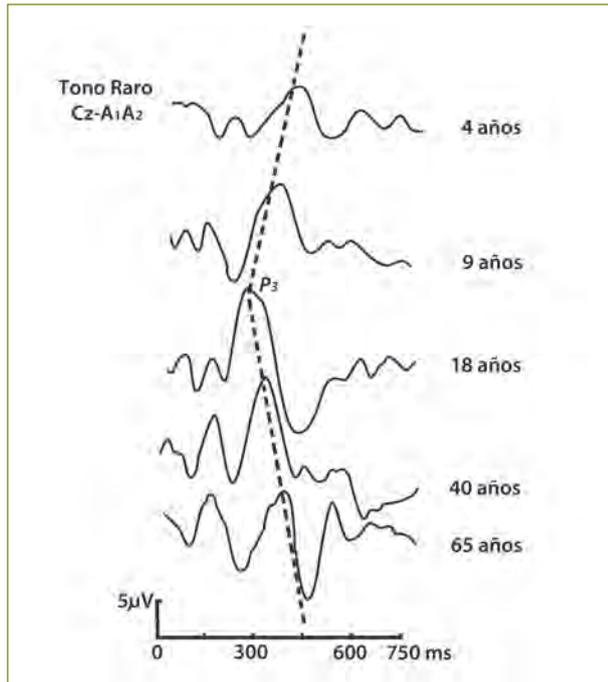


Figura 36
Sujetos normales: Estas gráficas muestran los cambios en la morfología, latencias y amplitudes de los potenciales auditivos corticales ondas: N1, P2, N2 y P3 en función de la edad.

áreas cerebrales implicadas en las ondas N2 y P3 también queda reflejada en el aumento de su amplitud desde edades tempranas y durante la adolescencia realizándose de una forma lineal y continua, como ha ocurrido con la latencia (12). Estos hallazgos pueden relacionarse con el desarrollo de los procesos cognitivos, donde la atención juega un papel relevante en el aumento del voltaje de los potenciales corticales (14). Parece ser que la relación directa entre la maduración de los fenómenos atencionales, así como la mayor relevancia y significación del estímulo infrecuente durante la niñez hasta el periodo de máxima actividad neuronal que es el adulto joven, provoca el aumento de la amplitud fundamentalmente en la onda P3, aunque también queda reflejado en los componentes previos N1, P2, N2 de una forma menos acentuada (14).

En el adulto y durante la senectud ocurre la situación inversa, puesto que hay un aumento en las latencias y una disminución gradual de las amplitudes de los potenciales N2 y P3 (12) (15). Ello se ha relacionado con la menor velocidad de conducción de las fibras nerviosas con el avance de la edad, así como una disminución en los neurotransmisores que actúan a nivel cerebral y también con la pérdida neuronal y de las dendritas en las áreas cerebrales implicadas en su génesis (15). La figura 36 es un reflejo de todos estos cambios en los PLL, según la edad.

POTENCIALES DE LATENCIA MEDIA

Se registran entre los 10 a 60 ms después del estímulo acústico y fueron descritos la primera vez por Geisler y colaboradores (cols.) (16), como respuesta auditiva cerebral. Sin embargo, en ese mismo rango de latencias concurren unas respuestas miogénicas ante un estímulo sonoro (17), puesto que la musculatura de la cabeza y del cuello responden a los sonidos. De ellos, el reflejo del músculo postauricular (MPA) (18), al contaminar en ocasiones los PLM neurogénicos, requiere algunos comentarios. Este reflejo se puede registrar a intensidades entre cero a 20 dB por encima del umbral auditivo. La respuesta la forman un pico negativo de una latencia aproximada de 13 ms y uno positivo de aproximadamente 16 ms. El arco reflejo está formado por el nervio coclear, núcleo coclear enviando axones bilateralmente hacia la zona paralemniscal y desde ahí se conecta con el núcleo del facial, que a la vez envía conexiones hacia el músculo postauricular (18). Su utilidad en la clínica es

controvertida, por lo que no se considera un test de rutina en audiolgía debido a su variabilidad en un mismo sujeto.

Los PLM de origen neurogénico representan una respuesta cortical temprana y se caracterizan por una secuencia de ondas positivas y negativas denominadas No, Po, Na, Pa, Nb y Pb. Esta última se ha considerado la misma que la P1 o P50 de los potenciales auditivos de larga latencia alrededor de los 50 ms (19), que se detalla en el apartado de PLL, aunque otras publicaciones han demostrado que son componentes distintos (6). Las ondas No y Po representan la actividad del tálamo o de las radiaciones tálamo corticales (1), siendo en ocasiones difíciles de distinguir del reflejo MPA al solaparse en sus latencias con este potencial miogénico. Mediante estudios con magnetoencefalografía, las ondas Na, Pa y Nb con latencias aproximadas de 18, 28 y 40 ms, respectivamente, son las más robustas de los PLM (figura 33). Representan la activación cercana al córtex auditivo primario en el giro de Herchl (20). Sin embargo, las publicaciones de Scherg y von Cramon (21) ponen en evidencia la existencia de múltiples generadores corticales y subcorticales auditivos para estos potenciales.

Técnica de registro y conducta de examen

Con fines audiométricos, el click por su mejor sincronismo evoca una respuesta de mayor amplitud que los tonos de corta duración, cuya fase de ascenso y descenso es de 2 ms y la meseta de 1 ms (1). En ocasiones durante la promediación de la señal, es complicado distinguir si un PLM representa una respuesta neurogénica o está contaminada miogénicamente, para paliarlo es recomendable la suma de 1.000 estímulos. Se puede obtener simultáneamente un PEATC y un PLM con un filtrado entre 10 a 2.000 Hz.

La manera idónea de obtener los PLM es con el paciente despierto y relajado. Durante el sueño profundo, la respuesta es poco consistente. En este sentido, McGee y cols (22), recomiendan monitorizar el electroencefalograma (EEG) al mismo tiempo que se obtiene un PLM, descartando los registros que coincidan con la actividad delta del EEG. La anestesia afecta significativamente a las ondas Na, Pa, Nb, disminuyendo sus amplitudes y aumentando sus latencias (23).

En la tabla 4, se expone el protocolo estándar para el registro de los PLM.

Tabla 4

Potenciales de latencia media – Técnica de registro

| | |
|-----------------------|--|
| TRANSDUCTOR | ERUSA (o TDH49) Altavoz en campo libre |
| MODO | Monaural |
| TIPO | Click 100 μs (microsegundos) Tono burst < 10 ms |
| INTENSIDAD | 70 dB nHL (intensidades mayores pueden generar respuesta MPA) |
| FREC. REPETICIÓN | 7.1 a 17.1/segundo |
| PROMEDIACIONES | 500 a 1000 |
| ELECTRODOS | No invertido (activo): Cz (vertex) o Fz (frente) Invertido (referencia) : mastoides Tierra: Fpz (frente) |
| RECHAZO DE ARTEFACTOS | ±100μV (microvoltios) |
| VENTANA DE TIEMPO | -10 ms a 90 ms |
| FILTROS | 0.1 a 300 Hz: PLM + Pb 10 a 300 Hz: PLM 10 a 2000 Hz: PLM + PEATC |
| SUJETO | Despierto y quieto. Ojos abiertos. Atendiendo o ignorando. |

Aplicaciones clínicas

En un adulto, las ondas Na, Pa y Nb muestran una excelente definición a intensidades de 10 dBnHL tanto con clicks como con tonos de corta duración (2-1-2). Estos últimos tienen la ventaja de facilitar el umbral auditivo en las frecuencias de 500, 1.000, 2.000 y 4.000 Hz, respectivamente. La utilidad respecto a los PEATC con clicks es su mejor especificidad frecuencia, por la menor dispersión de la energía acústica que se produce en la membrana basilar con el tono respecto a un click.

Las latencias aumentan y las amplitudes son de menor voltaje, según disminuye la intensidad del estímulo.

Entre los potenciales de latencia media, Galambos (24) estudió la respuesta de los 40 Hz. En el adulto, es un potencial estable tanto con click como con tonos. Para registrarlo, se requiere una frecuencia de repetición de 40 estímulos por segundo, que equivalen a un estímulo cada 25 ms. De este modo, las ondas Na, Pa, Nb se superponen o dicho de otro modo, la onda Na de una respuesta ocurre al mismo tiempo

que la onda Nb de la respuesta precedente. Como resultado del proceso de la promediación de la señal aparecen unas ondas sinusoidales (40 Hz), que muestran una amplitud mayor que los PLM clásicos. La técnica de registro, excepto en la frecuencia de repetición del estímulo en 40 por segundo, no difiere de los PLM a 10 estímulos por segundo. Desde el punto de vista de la audiológica, este potencial no ha tenido el auge esperado, sobre todo en los lactantes no es de fiabilidad para fijar el umbral de audición, al decrecer su amplitud significativamente durante los estadios de sueño en la primera infancia. Por consiguiente, fue perdiendo su valor diagnóstico en este grupo de población. En cambio, es objetiva en los adultos y niños mayores que estén despiertos.

En los simuladores los PLM juegan un papel relevante. Se pueden obtener registros consistentes con normoacusia en ausencia de respuesta en sus audiometrías tonales y logaudiometrías.

Otra de las aplicaciones clínicas de los PLM es el diagnóstico de lesiones neurológicas que afecten a la vía auditiva en su recorrido tálamo cortical, como la esclerosis múltiple, o las lesiones isquémicas y tumorales (25).

POTENCIALES DE LARGA LATENCIA EXÓGENOS U OBLIGATORIOS

En un adulto sin hipoacusia o trastornos neurológicos, la respuesta la forman las ondas P1, N1 y P2 (figura 33). En la actualidad no hay un conocimiento preciso sobre la génesis de estos componentes (1). Se denominan de diferentes maneras: potencial lento del vértex, respuesta auditiva cortical, potencial N1-P2. Desde un punto de vista de la audiológica objetiva fueron los primeros que se aplicaron por Davis y Zerlin en el año 1966 (26). Su mayor amplitud respecto a otros PEA que se describieron con posterioridad, es debido a que sus generadores cerebrales (predominantemente las áreas auditivas en la superficie superior del lóbulo temporal) están más cercanas a los electrodos que se sitúan sobre el cuero cabelludo para poder registrarlos (26). La latencia más característica para la onda P1 es alrededor de los 50 ms, por ello también se denomina P50. Los probables generadores del componente P1 incluyen el córtex auditivo primario, el hipocampo y regiones subcorticales (27). Para el potencial N1 o N100, su latencia está alrededor de los 100 ms, aunque también se describe en un rango entre los

70 a 130 ms. Entre sus generadores se incluye el córtex auditivo primario y secundario (1). La onda P2 o P200, usualmente aparece con una latencia de 180 ms, pudiendo tener varios generadores con su mayor actividad en el giro de Heschl (28). Estos potenciales están influenciados por la información sensorial transmitida a la corteza cerebral y también por los fenómenos atencionales que son procesados después. En la bibliografía, esta respuesta se refiere fundamentalmente al complejo N1-P2 descrito por Harowell Davis con tanta relevancia en los años sesenta (26).

Técnica de registro y conducta de examen

Los estímulos que tienen la mejor resolución para obtener las ondas P1, N1 y P2 son los clicks y tonos de 500 a 4.000 Hz. Con finalidad audiológica, se recomiendan tonos con una pendiente de ascenso y descenso de 10 ms y una meseta de 30 ms. Para valorar la percepción del lenguaje y su discriminación con los PLL, los estímulos adecuados son fonemas, tipo (da o ba) (29) y consonantes tipo (m, t, g) (30). Un factor a tener en consideración es la promediación de la señal, puesto que su aumento excesivo atenúa la respuesta y alarga la sesión. En cambio resulta ventajoso para mejorar la relación

Tabla 5

Potenciales de larga latencia - Técnica de registro

| | |
|-----------------------|--|
| TRASDUCTOR | ERUSA (o TDH49) Altavoz en campo libre Implante coclear |
| MODO | Monaural |
| TIPO | Tono burst ≈ 10 - 40 - 10 ms Estímulos vocales |
| INTENSIDAD | ≤70 dB nHL |
| FREC. REPETICIÓN | 0.7 a 1.7/segundo |
| PROMEDIACIONES | 100 a 400 (adaptación con promediaciones largas). |
| ELECTRODOS | No invertido (activo): Cz (vertex) o Fz (frente) Invertido (referencia) : mastoides Tierra: Fpz (frente) |
| RECHAZO DE ARTEFACTOS | ±100 μV (microvoltios) |
| VENTANA DE TIEMPO | -100 a 600 ms |
| FILTROS | 0.1 a 100 Hz adquisición 1 a 30 Hz digitales |
| SUJETO | Despierto y quieto. Ojos abiertos. Atendiendo o ignorando. |

señal-ruido. La tabla 5 es un resumen del protocolo recomendado para el registro de los PLL exógenos.

La forma óptima de obtenerlos es con el paciente sentado y despierto, pero a la vez tranquilo para evitar la contaminación miogénica en los registros, puede estar leyendo o mirando un videojuego sin sonido, si se trata sobre todo de los niños. Es fiable para valorar la audición a partir de los 7 años, aunque en lactantes despiertos está siendo cada vez más utilizado para el estudio de la P1 teniendo presente las características de inmadurez cerebral que se reflejan en estas ondas.

Aplicaciones clínicas

En el adulto, la amplitud de la onda P1 está disminuida y es el análisis del complejo N1-P2 el valor más útil para la estimación del umbral auditivo tonal entre 500 a 4.000 Hz en 5 a 10 dBnHL (1). También se detectan a 250 y 8.000 Hz, el inconveniente es la excesiva duración de la prueba.

En los niños colaboradores, que no estén dormidos, son una herramienta objetiva para establecer el umbral auditivo en las frecuencias conversacionales.

En los lactantes, sus latencias y amplitudes difieren del adulto. En estas edades, la onda prominente es la P1 con una latencia de aproximadamente 200 ms seguida de una onda negativa N (7). En el momento actual hay un interés creciente en su aplicación, para evaluar el efecto positivo en la adquisición del lenguaje mediante la adaptación de audífonos o de los implantes cocleares en la infancia. La reorganización cortical auditiva y la plasticidad cerebral tras el uso de estos dispositivos queda plasmada en los PLL. Desde un punto de vista terapéutico, en los pacientes hipoacústicos preferentemente niños, se registran estos potenciales con fonemas emitidos por un altavoz, para valorar la eficacia del audífono (30). La presencia de estas respuestas se asocia a la percepción y discriminación del estímulo por parte del paciente tras la adaptación. En esta línea, se ha publicado que los componentes N1-P2 en adultos (29) y la onda P en lactantes (30), aumentan su amplitud y disminuyen su latencia al mejorar la actividad auditiva cerebral con la amplificación. De igual manera, los PLL exógenos representan un método práctico para analizar la mejoría en la comprensión del lenguaje con los implantes cocleares y el entrenamiento auditivo (29) (30) (31). En el apartado de la MMN se reflejan estos resultados en conjunto con otros potenciales de larga latencia.

El diagnóstico de las patologías auditivas de las áreas corticales puede llevarse a cabo con los PLL exógenos, existiendo pacientes con normalidad en los PEATC y en los PLM, con ausencia de las ondas N1-P2 por padecer una disfunción auditiva cortical.

En las neuropatías auditivas se recogen otoemisiones acústicas y microfónicos cocleares en ausencia de los PEATC. Algunos de estos pacientes presentan el complejo N1-P2 normal, esto se explicaría porque la sincronización neural requerida para obtener un PEATC y que está afectada en estos pacientes, no compromete a las áreas cerebrales donde se generan los PLL. Además, estos casos presentan una mejor discriminación verbal respecto a los pacientes con los PLL alterados o ausentes (32) (33). La figura 37 es un ejemplo de estos hallazgos.

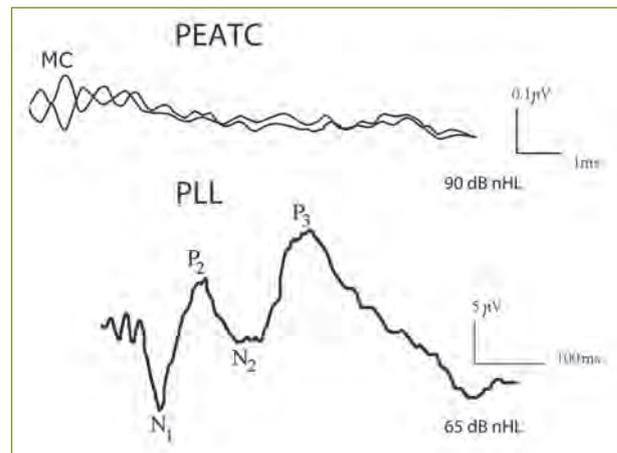


Figura 37

Adolescente con neuropatía auditiva bilateral cuyo audiograma corresponde a una hipoacusia neurosensorial de 45 dB bilateral. Normalidad en los microfónicos cocleares, ausencia de PEATC a 90 dB nHL bilateralmente. En cambio, los PLL, ondas N1, P2, N2 y P3 sin alteraciones. Los resultados son similares en ambos oídos por lo que se representa el oído derecho.

En los simuladores, llama la atención la presencia de los componentes P1, N1 y P2, además de los PEATC, como se refleja en la figura 38.

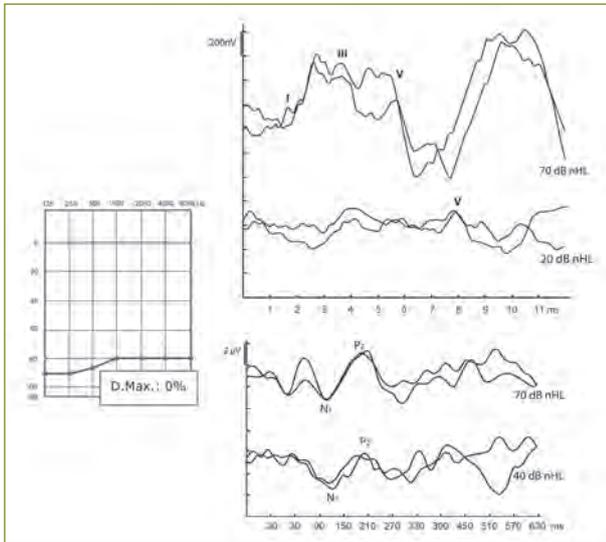


Figura 38

Mujer de 40 años, su audiograma tonal sin respuestas a 80 dB en ambos oídos. La discriminación máxima verbal en cero por ciento. Llama la atención la normalidad en los registros de los PEATC y PLL, llevados a cabo el mismo día de la realización de la audiometría donde simulaba una sordera de grado severo bilateral. Únicamente se pone la gráfica del oído derecho por la similitud del resultado bilateralmente.

Desde un punto de vista neurológico, en los pacientes con lesiones tumorales cerebrales, accidentes cerebro-vasculares, traumatismos craneales, los PLL pueden estar alterados siempre que la lesión implique a las áreas donde son generados.

POTENCIALES DE LARGA LATENCIA ENDÓGENOS

El potencial MMN

Descrito por Näätänen y cols. en 1978 (34), forman parte junto a la P3 de los potenciales evocados auditivos relacionados con eventos cognitivos. Se obtiene mediante el paradigma oddball, que consiste en la presentación de una secuencia de estímulos auditivos repetitivos (frecuentes) y otros diferentes también conocidos como (infrecuentes, raros o discrepantes), de menor probabilidad y presentación aleatoria que difieren del estímulo frecuente en alguno de

los atributos que lo definen (frecuencia, intensidad, duración, tono, estímulos verbales y musicales) (35). Generalmente el estímulo frecuente, por ejemplo 1.000 Hz, supone un 80% a un 90% de las estimulaciones generando un potencial de larga latencia clásico (P1-N1-P2). El estímulo infrecuente, por ejemplo 1.500 Hz, aparece de forma no predecible presentándose entre un 20% a un 10% de las ocasiones. Un paradigma similar es el empleado para la obtención de las ondas N2 y P3.

La respuesta MMN en un adulto sin patología auditiva o neurológica tiene la forma de una onda negativa cuando se recoge con electrodos situados en la región fronto-central (Fz) y central (Cz), caracterizándose por una morfología de base ancha y relativa baja amplitud (generalmente menor de 2 microvoltios) (36). Está localizada en torno a los 150 a 250 ms respecto al inicio del estímulo discrepante y se detecta mejor si restamos la onda promediada de los registros frecuentes, a la onda registrada con los estímulos infrecuentes (figura 34). Este potencial se puede obtener también con estímulos visuales, somatosensoriales y olfatorios (37).

Los generadores cerebrales de la MMN parecen localizarse a nivel supratemporal, en el giro temporal lateral posterior del córtex auditivo y también en la corteza frontal (36). El mecanismo neurofisiológico por el que se genera la MMN todavía no está aclarado (1). Se han propuesto dos teorías para justificar esta respuesta frente al estímulo discrepante. Una se basa en la huella en la memoria sensorial auditiva capaz de distinguir entre los estímulos frecuentes y los infrecuentes almacenados en algún tipo de registro de memoria. La otra teoría es la adaptación selectiva de las neuronas que responden específicamente para estímulos diferentes o para distintos aspectos del estímulo.

Técnica de registro y conducta de examen

Dentro de la variedad de estímulos y parámetros de los mismos que se pueden utilizar en esta técnica, el paradigma *oddball* con tonos modificados en frecuencia e intensidad son los usados habitualmente. La estimulación verbal con fonemas parece más útil para estudios del procesamiento auditivo central y en la valoración de la discriminación verbal del paciente. En la tabla 6 se resume el protocolo de registro recomendado para la MMN.

El sujeto durante la prueba no debe estar atento al estímulo, manteniéndose distraído con otras actividades como leer,

AUDILOGÍA

EXPLORACIÓN OBJETIVA DE LA AUDICIÓN. RESPUESTAS ELÉCTRICAS

Tabla 6

P300/MMN – Técnica de registro

| | |
|-----------------------|--|
| TRASDUCTOR | ER 3A (o TDH 49) Altavoz en campo libre |
| MODO | Monaural |
| TIPO | Tono burst 10-50-10 ms P300: 1.000 Hz frecuente (f), 2.000 Hz infrecuente (i) MMN: 1.000 Hz f, 1.500 Hz i Estímulos vocales |
| PARADIGMA ODDBALL | Frecuente 80% Infrecuente 20% |
| INTENSIDAD | 60-70 dB dB nHL |
| REPETICIÓN | P300: 0.8/segundo MMN: 1.9/segundo |
| PRESENTACIONES | P300: 200 - 400 MMN: 500 - 1000 |
| ELECTRODOS | No invertido (activo): Cz (vertex) o Fz (frente) Invertido (referencia) : mastoides Tierra: Fpz (frente) |
| RECHAZO DE ARTEFACTOS | ±100 µV (microvoltios) |
| VENTANA DE TIEMPO | P300: 90 a 750 ms MMN: -90 a 400 ms |
| FILTROS | 0.1 a 100 Hz adquisición 1 a 30 Hz digitales |
| SUJETO | Despierto y quieto. Ojos abiertos. P300: atendiendo. MMN: ignorando (vídeo o lectura). |

ver la televisión o un videojuego sin sonido (38). En los niños también se puede llevar a cabo durante el sueño (38).

Aplicaciones clínicas

La MMN es un potencial de larga latencia presente desde el nacimiento que permite estudiar de forma objetiva un conjunto de mecanismos cerebrales que incluyen el análisis preatencional de las características del sonido (frecuencia, intensidad, duración, respuestas verbales) y la capacidad de diferenciar las modificaciones de los estímulos auditivos en la memoria auditiva reciente.

El potencial de disparidad tiene dos características que lo hacen especialmente útil desde el punto de vista clínico (39). Por una parte, es independiente respecto a la atención

consciente hacia el estímulo por lo que se puede detectar en lactantes, niños dormidos o en pacientes en estado de coma (40). La otra característica es que se puede generar utilizando diferencias muy sutiles entre el estímulo frecuente y el raro, estudiando distintas dimensiones auditivas como la frecuencia, intensidad y duración, o emplear estímulos vocales lo cual es ventajoso para estudiar el PAC del paciente.

En los niños con trastornos específicos del lenguaje como la dislexia (41) y el autismo (37), se han registrado anomalías en la MMN. La detención temprana en los pacientes con estos factores de riesgo podría ayudar a un diagnóstico precoz de estas patologías y a su seguimiento tras el tratamiento rehabilitador.

La efectividad en la percepción del lenguaje del paciente con el uso de los audífonos queda patente en los PLL incluyendo la MMN. Como se ha descrito anteriormente en el apartado de los potenciales corticales exógenos (28), sus latencias disminuyen y sus amplitudes aumentan con el uso de los audífonos respecto al periodo sin adaptación. Ponton y cols. (6), (7), han estudiado extensamente el beneficio de los implantes cocleares en la plasticidad del sistema auditivo en lactantes, enfatizando que la reintroducción del sonido a través del implante restituye el proceso de maduración del sistema auditivo. Los PLL son una herramienta útil para monitorizar estos cambios en la actividad auditiva central tras la implantación tanto en niños como en adultos (42). El complejo P1-N1-P2, la MMN y P3 aumentan en sus amplitudes, sugiriendo una mejor sincronización neural y audibilidad (10) y manifiestan una disminución en sus latencias, ante la mayor velocidad de conducción mejorando sus habilidades perceptivas y discriminativas tras la implantación.

El efecto beneficioso del entrenamiento auditivo queda demostrado en los registros de los PLL incluyendo a la MMN. Al entrenar al paciente a percibir y discriminar los sonidos después del entrenamiento, las latencias de los PLL entre ellos la MMN disminuyen y sus amplitudes aumentan (43) (44). Es de resaltar que a pesar de este avance, los pacientes presentan un menor procesamiento de la información verbal que el grupo control de la misma edad.

A pesar de sus aplicaciones en la clínica, la MMN necesita mejorar la metodología de la prueba para obtener una respuesta más fiable y reproducible y estudiar grupos de pacientes patológicos más extensos para igualarse en fiabilidad con la P3.

Los potenciales N2 y P3

Las investigaciones sobre los generadores cerebrales de la onda N2 la sitúan en el lóbulo frontal y en el córtex temporal lateral (45). Para la P3a, su génesis se relaciona con el hipocampo y el córtex prefrontal (1). Mientras que para la P3b parecen ser las áreas ténporo-parietales las implicadas en su génesis (46). Otros autores manifiestan que los generadores de estos componentes pueden ser múltiples conectados entre ellos o estar relativamente independientes (3).

La onda N2 con una latencia aproximada en 200 ms (figura 35) está considerada dentro de la secuencia de acontecimientos neurales que tienen lugar con la presencia del estímulo infrecuente y su evaluación, culminando con la aparición de la onda P3. De todos los PLL, el componente N2 es el de menor relevancia clínica. En ocasiones su latencia es similar a la MMN. Una manera de diferenciarlas es porque la N2 aparece cuando el sujeto detecta activamente el estímulo infrecuente, mientras que la MMN ocurre sin la necesidad de prestar una atención activa al estímulo (3).

La onda P3 descrita por Sutton y cols. (2) está considerada el componente endógeno de mayor aplicación clínica (figura 35). También se describe como P3b, es de amplio voltaje, sobre los 10 microvoltios y polaridad positiva, tiene una máxima distribución centro-parietal sobre la línea media en el cuero cabelludo.

Se han considerado algunos factores biológicos que afectan a la latencia y a la amplitud de la onda P3 como la somnolencia, los ritmos circadianos, la fatiga, el ejercicio físico y las drogas (3).

Respecto a la morfología ya ha sido mencionado que si el estímulo infrecuente tiene una relevancia para el individuo, se pone de manifiesto la onda P3, mientras que al no prestarle una atención activa, se observa mejor la onda P3a. La latencia de la onda P3 nos informa de la velocidad por la cual el sujeto percibe, evalúa y categoriza el estímulo infrecuente, según unas normas dadas previamente (13). La máxima velocidad en este procesamiento ocurre en el adulto joven sobre los 18 años. En esta población, la media de la cifra de la latencia es de 300 ms, por ello se la denomina también P300, con un rango entre 280 a 320 ms (8).

La amplitud de la onda P3 está directamente relacionada con la relevancia que tiene el estímulo infrecuente para la

persona que lo percibe y es inversamente proporcional al grado en que el sujeto espera este estímulo infrecuente. Se ha demostrado que cuando el individuo atiende selectivamente el estímulo infrecuente se produce un aumento de la amplitud de la onda P3 (13). En el apartado 1, se ha descrito el efecto de la edad en la latencia y amplitud de la onda P3, teniéndolo presente a la hora de su aplicación en los pacientes.

Técnica de registro y conducta de examen

Igualmente que en la MMN, el paradigma *oddball* es la forma más simple de obtener las ondas N2 y P3. Los estímulos auditivos prioritarios son los tonos, también se pueden utilizar fonemas: da, ta, entre otros. En general se transmiten de 200 a 400 tonos de 50 ms de duración a una intensidad de 60-70 dB nHL por encima del umbral de audición. La tabla 6 muestra el protocolo estándar para su registro.

Los pacientes están sentados, con los ojos abiertos, procurando no parpadear. La atención debe polarizarse hacia el estímulo infrecuente, pidiéndoles que realicen un recuento mental de los estímulos infrecuentes, o bien que presionen un botón cada vez que los oyen, ello hace que se obtenga una P3 de amplio voltaje. La forma pasiva se utiliza en los niños pequeños pudiéndose registrar una P3a, sin necesitar de que el sujeto preste una atención selectiva al estímulo infrecuente.

Aplicaciones clínicas

Las funciones cognitivas, en la población adulta como en la infancia, se evalúan con estos potenciales endógenos. En un estudio realizado por nosotros (12) en una población infantil con trastornos del lenguaje por autismo, dislexia, síndrome de Landau Kleffner y síndrome de Down, con edades entre 4 a 11 años, se compararon las diferencias de medias entre las latencias y las amplitudes de las ondas N2 y P3 entre el grupo control de la misma edad y estos pacientes. Únicamente las amplitudes de las ondas N2 y P3 disminuyeron significativamente en los grupos con trastornos del lenguaje. En ellos no había lesiones orgánicas cerebrales, como se reflejó en la tomografía axial computerizada que se llevó a cabo. Según Finley y cols. (47), las lesiones orgánicas en las áreas cerebrales que comprometen a las funciones cognitivas coinciden con un aumento en la latencias de la onda P3. Ello pudiera justificar que la latencia de la onda P3 en los casos valorados por nosotros, no se detectase alargada. Otros estudios en niños con déficits de atención e

hiperactividad presentan una disminución en la amplitud de la onda P3 con el paradigma *oddball*, mientras que su latencia no mostró diferencias significativas respecto a los controles. Es interesante resaltar cómo estos pacientes al tratarlos con metilfenidato que es un fármaco que mejora el déficit de atención, presentaron un aumento en la amplitud tras este tratamiento (48). Los pacientes con alteraciones en el PAC pueden fallar en la generación de los potenciales endógenos, o bien presentar un aumento significativo en la latencia de la onda P3 y disminución en su amplitud. Por el contrario, en otros casos con déficits del PAC no hubo alteraciones significativas en la P3, sugiriendo varias etiologías distintas que comprometen de forma diferente a este potencial endógeno (3). Ante los resultados previos parece que la onda P3 se puede alterar en aquellas enfermedades relacionadas con un deterioro en las áreas de asociación cortical donde el lenguaje es relevante.

En los apartados de los PLL exógenos y la MMN se ha resaltao el efecto positivo tanto de la adaptación de los audífonos como el uso de los implantes cocleares en el desarrollo del lenguaje del paciente, reflejándose en el aumento de sus amplitudes y la disminución en sus latencias incluyendo los potenciales N2 y P3 tras estos tratamientos (29), (30), (31).

El componente P3 es sensible a enfermedades donde se produce un deterioro cognitivo como es la enfermedad de Alzheimer, la esquizofrenia, los traumatismos cerebrales y en los alcohólicos (3).

CONCLUSIÓN

Los potenciales de latencia media y larga latencia se detectan desde el nacimiento, aunque con unos cambios madurativos importantes que hay que tener presentes a la hora de su aplicación clínica. Los generadores de los PLM y PLL no son específicos de un área concreta participando en su génesis varias regiones cerebrales pudiendo interactuar entre sí. Es importante resaltar que según nos aproximamos hacia las estructuras auditivas superiores al tronco cerebral y a sus áreas de asociación cortical, los potenciales allí generados presentan más variabilidad dentro de los sujetos normales tanto en sus latencias y en sus amplitudes. Por ello, es fundamental establecer un grupo control antes de cualquier aplicación de estos potenciales en los pacientes, puesto que la edad y los acontecimientos madurativos cerebrales auditivos

desde el nacimiento hasta las edades adultas se reflejan significativamente en ellos.

Es evidente que si un paciente padece una hipoacusia severa de origen periférico todos los PLM y los PLL estarán ausentes independientemente del funcionamiento de las áreas cerebrales donde se generan.

Las ondas Na, Pa y Nb son las más robustas de los PLM. Se utilizan para la detección del umbral auditivo en las frecuencias de 500 a 4.000 Hz mediante estímulos tonales de corta duración. Su inconveniente radica en la detección de hipoacusias infantiles si el lactante está dormido que es la forma habitual de explorarlos, puesto que en estas condiciones los PLM son poco estables. Otra desventaja es la variabilidad en su amplitud cuando se contaminan por los potenciales miogénicos, al coincidir en un rango de latencia similar entre ambos.

Los PLL exógenos, ondas N1 y P2 nuevamente están en auge ya que predicen el umbral auditivo de forma objetiva en las frecuencias entre 250 a 8.000 Hz, pudiendo tener una referencia del funcionamiento de la corteza cerebral auditiva. La estimulación verbal es de interés en el campo de la rehabilitación auditiva tras el uso de los audífonos o los implantes cocleares, puesto que el registro de los PLL en estos pacientes conlleva que perciben y discriminan los fonemas utilizados como estímulo de una forma positiva. Su inconveniente es la variabilidad que puede existir en ellos por el efecto que la atención y los estadios de sueño tienen en su resultado. En las sorderas corticales, los componentes de larga latencia están alterados, ello facilita su diagnóstico con el resto de los PEA que se manifiestan sin alteración al estar generados en áreas más inferiores del sistema auditivo.

Los PLL endógenos, como es la MMN y los componentes N2 y P3 exploran las funciones cerebrales de orden superior, informándonos sobre la habilidad del sujeto para percibir, evaluar y discriminar el estímulo infrecuente. Nos ofrecen unos resultados esperanzadores en la detección de las patologías que afectan al procesamiento auditivo central, constituyen una herramienta útil en la evaluación de la rehabilitación auditiva tras el uso de los audífonos o los implantes cocleares.

Aquellos sujetos que intentan simular una hipoacusia deben ser explorados de forma objetiva con todos los PEA para conocer el funcionamiento de toda la vía auditiva, en esta

exploración hay que incluir la timpanometría y el reflejo estapedial, así como la audiometría tonal y verbal, realizándose tanto las pruebas electrofisiológicas y conductuales el mismo día.

Todos los potenciales citados anteriormente ayudan a la detección de enfermedades neurológicas que implican a las áreas cerebrales donde se generan estos componentes.

No obstante, en el momento actual quedan interrogantes sobre el origen de estas ondas que constituyen los potenciales de latencia media y los de larga latencias tanto exógenos como los endógenos. Mejorar la tecnología para su registro redundará en el diagnóstico más preciso de las patologías auditivas que implican su génesis. Así como la aplicación de procedimientos estadísticos novedosos que permitan potenciar su aplicación en la clínica de una manera aún más fiable, sin tener que depender exclusivamente de la pericia del especialista para su evaluación.

BIBLIOGRAFÍA

1. Picton, T. W. *Human auditory evoked potentials*. San Diego: Plural Publishing, Inc; 2011. pp. 25-58.
2. Sutton, S.; Tueting P.; Zubin J.; John ER. Information delivery and the sensory evoked potentials. *Science* 1967; 155: 1436-1439.
3. Duncan, C. C.; Barry, R. J.; Connolly, J. F.; Fischer, C.; Michie, P. T. y cols. Event-related potentials in clinical research: Guidelines for eliciting, recording, and quantifying mismatch negativity, P300, and N400. *Clin Neurophysiol* 2009; 120 (11): 1883-1908.
4. Tapia, M. C.; Mijangos, A.; Garzon, P.; Olaizola, F.; Martínez J y cols. Exploración objetiva en la infancia mediante la audiometría por respuesta eléctrica. En: Olaizola, F. Editor. Hipoacusia infantil. Ponencia oficial de la Sociedad Española de Otorrinolaringología. Madrid: Garsi; 1982. pp. 195-248.
5. Amenedo, E.; Díaz, F. Effects of aging on middle latency auditory evoked potential: A cross sectional study. *Biol Psychiatry* 1998; 43 (3): 210-219.
6. Ponton, C. W.; Eggermont, J. J.; Khosla, D.; Kwong, B.; Don, M. Maturation of human central auditory system activity: Separating auditory evoked potentials by dipole source modelling. *Clin Neurophysiol* 2002; 113 (3): 407-420.
7. Ponton, C. W.; Eggermont, J. J.; Kwong, B. Maturation of human auditory system activity: evidence from multi channel evoked potentials. *Clin Neurophysiol* 2000; 111 (2): 220-236.
8. Tapia, M. C. Potenciales evocados auditivos corticales obtenidos en personas normales en relación con la edad. *Acta Otorrinolaring Esp* 1986; 37 (2): 97-101.
9. Kushnerenko, E.; Ceponiene, R.; Balan, P. Maturation of the auditory event related potentials during the first year of life. *Neuroreport* 2002; 13 (1): 47-51.
10. Martín, B. A.; Temblay, K. L.; Korczak, P. Speech evoked potentials: From the laboratory to the clinic. *Ear Hear* 2008 Dec; 29 (6): 979.
11. Fuchigami, T.; Okubo, O.; Fugita, Y. Auditory event related potentials and reaction time in children: evaluation of cognitive development. *Dev Med Child Neurol* 1993; 35: 230-237.
12. Tapia, M. C.; Ortiz, T.; Campos, J.; Olaizola, F. Potenciales evocados auditivos corticales, onda P 300, en niños con alteraciones del lenguaje. *Acta Otorrinolaring Esp* 1989; 40: 121-125.
13. Squires, N.; Donchin, E.; Squires, K.; Grossberg, S. Bi-sensory stimulation: Inferring decision related processes from the P 300 component. *J Exp Psychology: Human Perception and Performance* 1977; 3: 299-315.
14. Polich, J.; Ladish, C.; Burns, T. Normal variation of P 300 in children: age, memory span, and head size. *Int J Psychophysiol* 1990; 9: 237-248.
15. Polich, J. EEG and ERP assessment of normal aging. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1997; 104 (3): 244-256.
16. Geisler, C. D.; Frishkopf, L. S.; Rosenblith, W. A. Extracranial responses to acoustic clicks in man. *Science* 1958; 128: 1210-1211.
17. Bickford, R. G.; Jacobson, J. L.; Cody, D. T. Nature of average evoked potentials to sound and other stimuli in man. *Ann N Y Acad Sci* 1964; 112: 204-223.
18. Kiang, N. Y.; Crist, A. H.; French, M. A.; Edwards, A. G. Postauricular electrical response to acoustic stimuli in humans. Massachusetts Institute of Technology *Quarterly Progress Report* 1963; 68: 218-225.
19. Korzyukov, O.; Pflieger, ME.; Wagner, M.; Bowyer, SM.; Rosburg, T. Generators of the intracranial P 50 response in auditory sensory gating. *Neuroimage* 2007; 35 (2), 814-826.
20. Pantev, C.; Bertrand, O.; Eulitz, C.; Verkindt, C.; Hampson, S. Specific tonotopic organizations of different

- areas of the human auditory cortex revealed by simultaneous magnetic and electric recordings. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1995; 94 (1): 26-40.
21. Scherg, M.; von Cramon, D. Dipole source potentials of the auditory cortex in normal subjects and in patients with temporal lobe lesions. En: Grandory, F.; Hoke, M. and Romari, G. L. (eds). Auditory evoked magnetic fields and electric potentials, Advances in Audiology. Basel: Karger; 1990. pp. 165-193.
 22. McGee, T.; Kraus, N.; Killion, M.; Rosenberg, R.; King, C. Improving the reliability of the auditory middle latency response by monitoring EEG delta activity. *Ear Hear* 1993; 14 (2): 76-84.
 23. Bell, S.L.; Smith, D.C.; Allen, R.; Lutman, M.E. The auditory middle latency response, evoked using maximum length sequences and chirps, as an indicator of adequacy of anesthesia. *Anesth Analg* 2006; 102 (2): 495-498.
 24. Galambos, R.; Makeig, S.; Talmachoff, P. J. A 40 Hz auditory potentials recorded from the human scalp. *Proc Natl Acad Sci U S A* 1981; 78 (4): 2643-2647.
 25. Kraus, N.; Özdamar, Ö.; Hier, D.; Stein, L. Auditory middle latency responses (MLRs) in patients with cortical lesions. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1982; 54 (3): 275-287.
 26. Davis, H.; Zerlin, S. Acoustic relations of the human vertex potential. *J Acoust Soc Am* 1966; 39 (1): 109-116.
 27. Grunwald, T.; Boutros, N. N.; Pezer, N. Neuronal substrates of sensory gating within the human brain. *Biol Psychiatry* 2003; 53 (6): 511-519.
 28. Crowley, K. E.; Colrain, I. M. A review of the evidence for P2 being an independent component process: age, sleep and modality. *Clin Neurophysiol* 2004; 115 (4): 732-744.
 29. Korczak, P. A.; Kurtzberg, D.; Stapells, D. R. Effects of sensorineural hearing loss and personal hearing aids on cortical event related potentials and behavioral measures of speech sound processing. *Ear Hear* 2005; 26 (2): 165-185.
 30. Agung, K.; Purdy, S. C.; McMahon, C.; Newall, P. The use of cortical auditory evoked potentials to evaluate encoding of speech sounds in adults. *J Am Acad Audiol* 2006; 17 (8): 559-572.
 31. Purdy, S. C.; Kelly, A. S.; Thorne, P.R. Auditory evoked potentials as measures of plasticity in humans. *Audiol Neurootol* 2001; 6 (4): 211-215.
 32. Rance, G.; Cone Weson, B.; Wunderlich, J.; Dowell, R. Speech perception and cortical event related potentials in children with auditory neuropathy. *Ear Hear* 2002; 23 (3): 239-253.
 33. Tapia, M. C.; Lirola, A. Neuropatías auditivas: de la identificación a la intervención. En: Salesa, E.; Perelló, E.; Bonavida, A. (eds.). *Tratado de audiología*. 2ª Ed. Barcelona: Elsevier Masson; 2013, pp. 247-270.
 34. Näätänen, R.; Gaillard, A. W. K.; Mäntysalo S. Early selective-attention effect on evoked potential reinterpreted. *Acta Psychol* 1978; 42 (4): 313-329.
 35. Zhang, F.; Benson, C.; Fu, Q.J. Cortical encoding of pitch contour changes in cochlear implant users: a mismatch negativity study. *Audiol Neurootol*. 2013; 18 (5): 275-288.
 36. Martin, B. A.; Tremblay, K. L.; Stapells, D. R. Principles and applications of cortical auditory evoked potentials. En: Burkard, R. F.; Don, M.; Eggermont, J. J., editores. Auditory evoked potentials. Basic principles and clinical applications. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins; 2007. pp. 482-507.
 37. Näätänen, R.; Kujala, T.; Escera, C.; Baldeweg, T.; Kreegipuu, K.; Carlson, S.; Ponton C. The mismatch negativity (MMN) a unique window to disturbed central auditory processing in ageing and different clinical conditions. *Clin Neurophysiol* 2012; 123 (3): 424-458.
 38. Escera, C.; Alho, K.; Schröger, E.; Winkler, I. Involuntary attention and distractibility as evaluated with event-related brain potentials. *Audiol Neurootol* 2000; 5 (3-4): 151-166.
 39. Hall, J. W. *New handbook of auditory evoked responses*. 2ª ed: Boston: Pearson Education Inc; 2007. pp.548-580.
 40. Kane, N. M.; Curry, S. H.; Rowlands, C. A.; Manara, A. R.; Lewis, T.; Moss, T. *et al*. Event-related potentials – neurophysiological tools for predicting emergence and early outcome from traumatic coma. *Intensive Care Med* 1996; 22 (1): 39-46.
 41. Lovio, R.; Näätänen, R.; Kujala, T. Abnormal pattern of cortical speech feature discrimination in 6-year-old children at risk for dyslexia. *Brain Res* 2010; 1335: 53-62.
 42. Temblay, K. L.; Kraus, N. Auditory training induces asymmetrical changes in cortical neural activity. *J Speech Lang Hear Res* 2002; 45 (3): 564-572.
 43. Ponton, C. W.; Moore, J. K.; Eggermont, J. J. 1. Prolonged deafness limits auditory system developmental

plasticity: evidence from an evoked potentials study in children with cochlear implants. *Scand Audiol Suppl* 1999; 51: 13-22.

44. Sharma, A.; Dorman, M. F.; Kral, A. The influence of a sensitive period on central auditory development in children with unilateral and bilateral cochlear implants. *Hear Res* 2005; 203 (1-2): 134-143.
45. Novak, G.; Ritter, W.; Vaughan, H. G.; Wiznitzer, M. L. Differentiation of negative event related potentials in an auditory discrimination task. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1990; 75 (4): 255-275.
46. Shahin, A. J.; Alain, C.; Picton, T. W. Scalp topography and intracerebral sources for ERPs recorded during auditory target detection. *Brain Topogr* 2006; 19 (1-2): 89-105.
47. Finley, W. W.; Faux, S. F.; Hutcheson, J.; Amstutz, L. Long latency event related potentials in the evaluation of cognitive function in children. *Neurology* 1985; 35 (3): 323-327.
48. Michael, R.; Klorman, R.; Salzman, L.F.; Borgstedt, AD.; Daniel, K. B. Normalizing effects of methylphenidate on hyperactive children's vigilance performance and evoked potentials. *Psychophysiology* 1981; 18 (6): 665-677.

6.3.5. POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS DE ESTADO ESTABLE

PAZ MARTÍNEZ-BENEYTO*, FCO. JAVIER GARCÍA CALLEJO Y EMILIA LATORRE MONTEAGUDO

INTRODUCCIÓN

La audiolología procura el desarrollo de técnicas que puedan determinar cualitativa y cuantitativamente la hipoacusia de una manera cada vez más precisa y precoz. Este fenómeno ha venido impulsado por diferentes motivos, entre los cuales destaca la posibilidad creciente de rehabilitación auditiva mediante prótesis auditivas o implantes cocleares. Apoyan el perfeccionamiento de estas técnicas en edades cada vez más tempranas el hecho de que el impacto de una pérdida auditiva sobre la comunicación y desarrollo cognitivo y

emocional del niño sea menor cuanto antes se instaure el tratamiento. Resulta por lo tanto imprescindible que las pérdidas auditivas sean identificadas, caracterizadas y tratadas en los primeros meses de vida para lograr un aprovechamiento óptimo de este periodo crítico para la adquisición del lenguaje. Consecuentemente, la estimación de los umbrales de audición para tonos puros y de distintas frecuencias y su representación mediante audiogramas constituye un elemento esencial.

Los Potenciales Evocados Auditivos del Tronco Cerebral (PEATC) han ofrecido durante décadas la evaluación objetiva de los niveles de audición en edades tempranas. El estímulo acústico más utilizado es el click, y la ventaja de este estímulo se basa en su brevedad, que genera la descarga neural sincrónica en la vía auditiva requerida para una adecuada detección de la respuesta. Por contraposición, la brevedad de este estímulo genera una gran dispersión frecuencial de la energía acústica, que evoca una respuesta global de la cóclea, aunque por la naturaleza de la onda viajera de Békésy, activa fundamentalmente las zonas basales de la misma. Por ello, la respuesta registrada se corresponde fundamentalmente al área del audiograma situado entre las frecuencias 2000 y 4.000 Hz. De esta manera, los PEATC son una técnica muy útil para identificar los trastornos auditivos, ya que la mayoría de estos tienen dañada la región de alta frecuencia, pero resulta insuficiente para estimar la audición por frecuencias.

Es por ello que se han desarrollado diversos métodos objetivos con la finalidad de obtener un acercamiento al audiograma procurando una exploración por frecuencias. Entre ellos, podemos citar: la Técnica de las respuestas derivadas; la Técnica del ruido enmascarante en muesca; y PEATC a *tone-pip* y *tone-burst*. Sin embargo, ninguna de ellas ha logrado difusión clínica por diversos asuntos metodológicos o técnicos.

En este contexto, surgen en la década de 1990 los Potenciales Evocados Auditivos de estado estable (PEAee), también denominados ASSR en la literatura inglesa (Auditory Steady State Response), como técnica exploratoria objetiva de la audición, para la valoración de umbrales por frecuencias (1, 2). Tras años de desarrollo, actualmente los PEAee se han establecido en la batería de test auditivos habituales debido

* Paz Martínez-Beneyto. C/ Duque de Mandas, nº 36, Esc. 1, 1ªA. 46019 Valencia. Teléfono de contacto: 650 233 912. E-mail: pazmabe@gmail.com

a varios factores que a continuación se expondrán. Entre ellos destacan la posibilidad de determinar de forma doblemente objetiva los umbrales auditivos por frecuencias; por la posibilidad de explorar a frecuencias más graves e intensidades mayores; por su fiabilidad; y por ser factibles en la práctica clínica habitual.

OBJETIVO DE LA TÉCNICA

El objetivo de la exploración mediante PEAAe es la obtención de umbrales auditivos por frecuencias. Estos valores se obtienen de forma doblemente objetiva, tanto para el explorador como para el sujeto a explorar. A continuación se describe cómo se lleva a cabo la obtención de dichos umbrales.

Fundamento de la técnica

En 1989 Regan (3) definió el potencial de estado estable como un potencial evocado repetitivo “cuyos componentes frecuenciales integrantes permanecen constantes en amplitud y tiempo a lo largo de un periodo de tiempo infinitamente prolongado”. Fue descrito por primera vez para estímulos visuales.

Los PEAAe serían, por tanto, el conjunto de fenómenos eléctricos que acontecen por la estimulación mediante un estímulo repetitivo, produciendo una respuesta que tiene la característica de ser reiterativa y estable en el tiempo.

Los PEAAe se contraponen a los potenciales transitorios, constituidos principalmente por los PEATC a click, porque en estos últimos, a un estímulo le sigue el siguiente a un intervalo suficientemente largo para que el sistema nervioso vuelva a su estado inicial de reposo antes de que ocurra el siguiente estímulo. El estímulo que genera el estado estable se ha de producir a una tasa de repetición lo suficientemente rápida para que la respuesta a un estímulo no se haya extinguido antes de que sea emitido el siguiente estímulo. Así, un sonido repetitivo a frecuencias entre 3 y 200 Hz evoca una respuesta de estado estable. Sin embargo, la tasa de repetición más útil con fines audiométricos está entre 75 y 110, pues evoca respuesta en valores próximos al umbral psicoacústico, y no es modificado por el estado de sueño.

Un breve comentario para citar que desde 1986 se han desarrollado potenciales de estado estable con estímulos repetitivos con frecuencia de repetición de 40 Hz, los cuales

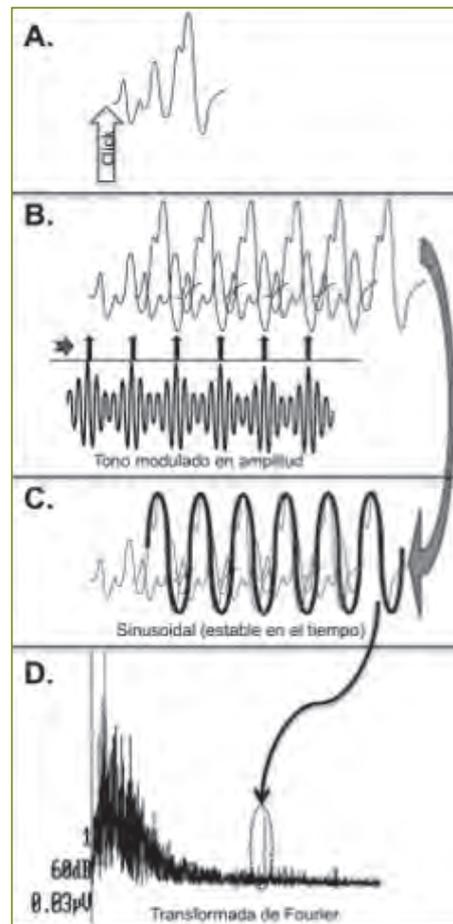


Figura 39

Esquema de generación del PEAAe. En A se representa un PEATC transitorio provocado por click. En B se muestra cómo un tono modulado en amplitud se comporta como una sucesión de estímulos. Estos dan lugar a una sucesión de respuestas que se superponen. El sumatorio de estos diferentes potenciales da lugar a una respuesta en forma de sinusoidal que se esquematiza en C. Esta sinusoidal tendrá exactamente la misma frecuencia que la frecuencia de modulación del estímulo. Se dice que es estable en el tiempo porque a diferencia que los potenciales transitorios, esta respuesta se mantendrá en el tiempo así como lo haga el estímulo que la provoca. En D se expresa la transformada de Fourier, en la que la señal eléctrica se representa en el dominio de la frecuencia, donde se puede identificar la presencia de la sinusoidal cuya frecuencia es la frecuencia de modulación del estímulo acústico (marcado con líneas discontinuas).

provocan una superposición del Potencial de Latencia Media. Este tipo de potencial no se ha consolidado en el diagnóstico de umbrales auditivos, debido a que manifiestan una disminución considerable de la respuesta durante el sueño (2), convirtiéndolos en una técnica en ocasiones difícil de realizar en adultos (por la dificultad que presenta el mantenimiento de un estado de relax sin caer en el sueño), y prácticamente imposible en niños pequeños.

A partir de este momento, y por motivos prácticos, cuando se cite "PEAee", se hará referencia exclusivamente a aquellos de frecuencia de estimulación 75-110Hz. En la figura 39, se representa el fundamento básico de los mismos.

Por otro lado, se postula que la génesis de los potenciales de estado estable podría ser diferente del sumatorio de los transitorios, pudiendo ser el resultado de la incorporación del ritmo neural, provocado por la repetición periódica de un estímulo sensorial (*oscillatory entrainment hypothesis*).

Por su naturaleza repetitiva, el Potencial de Estado Estable puede ser descompuesto en un número discreto de componentes frecuenciales y representado como una sumación de ondas a diferentes frecuencias y diferentes fases. Esta conversión se realiza mediante la Transformada Rápida de Fourier (o Fast Fourier Transform, FFT), que permite representar todo fenómeno repetitivo en el dominio de la frecuencia como una suma de componentes. Cada uno de estos componentes está definido por una fase y una amplitud, parámetros cuantitativos que permiten identificarlos sin que para ello intervenga la subjetividad del explorador.

Por otro lado, en 1995 Lins y Picton (2) sistematizan el método de estimulación múltiple. Este método se basa en que las características de la estimulación, de la respuesta y del método utilizado para la identificación de la misma, permiten la estimulación simultánea de varias frecuencias, e incluso la estimulación de ambos oídos en un mismo tiempo (2, 4, 5). A esta modalidad de estimulación, se le ha llamado Multifrecuencia o MASTER (del inglés Multiple Auditory Steady State Response). El requisito indispensable para llevar a cabo esta estimulación múltiple o simultánea es que cada tono esté modulado a una frecuencia identificativa, diferente a las frecuencias de modulación del resto de tonos.

El estímulo

El estímulo que evoque un PEAee ha de ser un sonido repetitivo. Debido a que la repetición de un sonido breve a frecuencias entorno a 100 Hz, genera artefactos acústicos, el estímulo utilizado es un sonido que varía alguno de sus parámetros de forma cíclica. Hay diversas opciones para conseguir esto, bien modulando la intensidad, bien modulando la frecuencia, bien modulando ambos (figura 40). Estos sonidos actúan estimulando la vía auditiva como lo haría una ráfaga de tonos a esa misma frecuencia.

Un tono modulado en amplitud viene definido por 2 ondas sinusoidales: la onda de mayor frecuencia corresponde a la frecuencia fundamental del tono, llamada carrier, y la otra corresponde a la frecuencia de modulación o envolvente (figura 40). La profundidad de modulación es la relación entre la máxima y la mínima amplitud de la onda. Habitualmente se usan profundidades de modulación superiores al 90%. El espectro frecuencial de estos tonos modulados en amplitud está formado por 3 componentes: uno que corresponde a la frecuencia portadora, y otros 2 de menor amplitud, que son la frecuencia portadora más/menos la frecuencia de modulación. Esta característica confiere a este tipo de estímulo una gran especificidad frecuencial, con lo que el tono modulado en amplitud presenta un compromiso entre la especificidad frecuencial y el fenómeno de repetitivo.

La intensidad del tono puede ser regulada de la misma manera como se realiza en una audiometría tonal liminar, por lo que se pueden obtener sonidos de un amplio rango de intensidades. Así, el estímulo puede ser presentado a intensidades tan altas como 120 dB HL de manera controlada, aumentando con ello el rango de exploración disponible con respecto a los PEATC (6). Este aumento en el rango de intensidad hace a esta técnica más sensible a la hora de identificar restos auditivos en sorderas severas y profundas (6, 7).

El modo de exploración llamado multifrecuencia se basa en la aplicación simultánea de varios tonos modulados. La condición indispensable para llevar a cabo este método es que cada uno de los tonos presente una frecuencia de modulación exclusiva, para que posteriormente se pueda identificar en el análisis frecuencial de la respuesta. Este sonido complejo resultante se forma por la adición de varios tonos modulados en amplitud como se muestra en la figura 40-E. Se

ha comprobado que la aplicación de varios sonidos simultáneamente no afecta al registro, al menos cuando estos tonos difieren al menos en una octava (8-11).

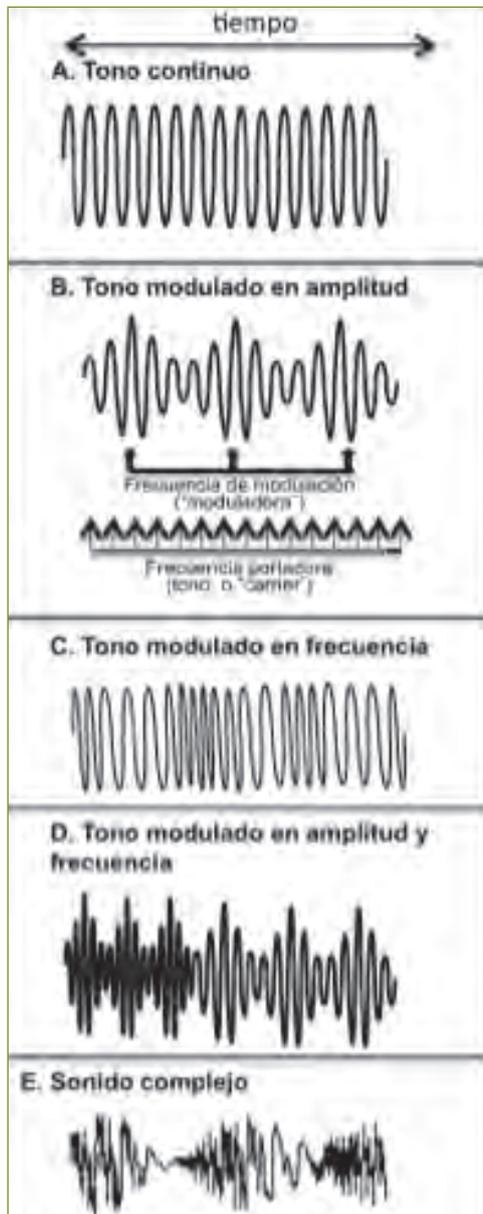


Figura 40
Tipos de estímulo acústico.

Análisis de la respuesta

La señal recogida es un magma eléctrico compuesto por la actividad eléctrica cerebral de base en la que se encuentra escondido el potencial evocado. Es necesario, por tanto, la aplicación de métodos que minimicen el ruido de fondo y realicen dicho potencial. Existen tres sistemas de filtro que actúan en este sentido:

El primer sistema de cribado de la señal es realizado por la tarjeta interface mediante la aplicación al EEG de un filtro pasa-banda de 10-300 Hz, antes de que la señal sea digitalizada. El segundo lugar, el equipo dispone de un sistema de rechazos de artefactos, de manera que cuando la señal sobrepasa un cierto umbral, se desecha la sección de barrido que la contiene.

Por último, se hace uso de la promediación para minimizar el ruido. La promediación actúa purificando la señal siguiendo el principio matemático por el cual, cuando el ruido es un hecho distribuido al azar, la promediación tenderá a reducirlo. El sistema realiza promedios de cada uno de los barridos al tiempo que son recogidos. El número de promedios necesarios para obtener un resultado, dependerá del nivel de ruido, y de la magnitud de la respuesta con respecto a este. El resultado de los sucesivos filtros es transformado en el dominio de la frecuencia mediante la Transformada Rápida de Fourier, que representa la señal en función de la frecuencia (figura 39).

La identificación de la respuesta se reduce a la detección de una onda cuya frecuencia es aquella que corresponde a la moduladora de la señal entre la totalidad de la actividad eléctrica cerebral. En el caso de estimulación múltiple, se buscarán aquellas ondas correspondientes a cada una de las moduladoras emitidas.

Un análisis estadístico determinará con un determinado margen de error si la amplitud de la respuesta buscada es significativamente diferente del ruido eléctrico de fondo. Con ello, la identificación de la respuesta es un hecho objetivo, sin intervenir en este caso la subjetividad del explorador al interpretar un registro. Por este motivo a los PEAE se les puede considerar una prueba diagnóstica doblemente objetiva, al no depender de la subjetividad del individuo a explorar ni del explorador al interpretar la respuesta.

EQUIPO Y TÉCNICA DE REGISTRO

En la actualidad existen variedad de equipos, desarrollados por diferentes marcas, para la obtención de PEAEe. El primer equipo disponible comercialmente aparece a partir de 1997 con el sistema AUDIX (Neuronic SA) (5) y los restantes a partir del año 2001. Si bien estos diferentes modelos presentan características específicas, la configuración esencial de un equipo básico es como se describe a continuación y se detalla en figura 41.

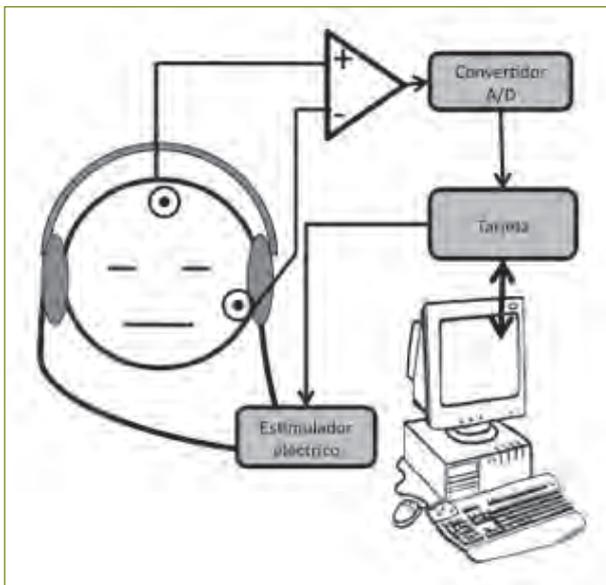


Figura 41

Esquema de un equipo de registro de PEAEe. La tarjeta, conectada al ordenador, envía la información al estimulador acústico, que transforma en energía sonora que emite a través de los auriculares. Por otro lado, los electrodos de superficie recogen la actividad eléctrica cerebral y envía dicha información a la tarjeta que amplifica y procesa la señal, para entregar esta información al ordenador, que muestra los resultados.

El equipo consiste en un hardware especializado conectado a un ordenador (5), en el cual está instalado un *software* específico. Las señales acústicas complejas que se generan se almacenan en el microprocesador del estimulador y se convierten de digital a analógico para presentarlas posteriormente a

través de diferentes transductores (auriculares, vibradores o altavoces). El sistema recoge las señales a través de electrodos de superficie convencionales que han de ser colocados sobre la piel del paciente. El equipo registra las impedancias entre electrodos y piel, de forma que la obtención del registro pueda ser óptima. El magma eléctrico recogido por los electrodos es filtrado y promediado, para posteriormente ser analizado en el dominio de la frecuencia. Tras la aplicación de un método estadístico, se representa en pantalla la existencia o ausencia de señal, pudiendo opcionalmente representar el estudio completo a modo de audiograma.

Habitualmente estos sistemas de PEAEe están también capacitados para la obtención de PEATC, de forma que la obtención de ambos registros es más fácil y rápida por el uso del mismo equipo para ambos.

La sistemática para la obtención de un registro sería como a continuación se describe:

- a) *Preparación del lugar de trabajo.* Es importante minimizar el ruido acústico del lugar de exploración como en toda técnica que pretenda determinar umbrales de audición. El ruido ambiental actuaría como enmascarante activando de forma continua y aleatoria determinadas zonas de la membrana basilar e impidiendo la reproducción del estímulo PEAEe a este nivel. Este efecto enmascarante tiene más repercusión en las frecuencias graves por ser estas las que predominan en el espectro frecuencial del ruido ambiental (4, 5). En el mismo sentido, se ha de minimizar todo ruido eléctrico que pueda contaminar el registro. Esto se consigue mediante el aislamiento de fuentes generadoras de campos electromagnéticos mediante jaula de Faraday y disponiendo de una adecuada toma de tierra.
- b) *Preparación del sujeto a explorar.* El paciente debe estar cómodo y relajado. No es preciso que se logre un estado de sueño, pero este beneficia a la exploración por el hecho de minimizar la actividad eléctrica cerebral. En el caso de los bebés, lo deseable sería aprovechar el sueño posprandial. Si se precisara sedación, puede usarse hidrato de cloral o pentobarbital rectal, con el que se consigue un tiempo de sueño de unos 60 minutos.
- c) *Colocación de electrodos.* La piel debe ser limpiada con un producto ligeramente abrasivo para poder eliminar capas epidérmicas secas y grasa. Posteriormente se colocan los electrodos con pasta conductora. Se

han utilizado diferentes montajes, siendo más utilizado el horizontal, que se dispone de este modo: Cz o Fpz (positivo), mastoides ipsilateral (negativo) y mastoides contralateral (tierra).

- d) *Colocación de la fuente de sonido.* Según el modo de estimulación, se colocarán los auriculares para estimular la vía aérea (lo más frecuente), el vibrador para estimular vía ósea o los altavoces de campo libre.
- e) *Registro de los PEAAe propiamente dicho.* Es en este punto cuando se procede a la estimulación auditiva y la obtención del registro simultáneamente. Se puede realizar una exploración manual, en la que el explorador selecciona qué frecuencias y a qué intensidades estimular para llegar a configurar un audiograma, o se puede seleccionar un protocolo de registro, en el que el *software* realiza un barrido predeterminado. El explorador puede visualizar en tiempo real la conformación de las respuestas y el valor de los estadísticos para la presencia/ausencia de señal. El objetivo de esta fase es determinar el umbral electrofisiológico para cada frecuencia, y para cada oído. En la figura 42 se representa una imagen de un registro real de PEAAe.
- f) *Elaboración del audiograma basado en PEAAe.* Con los umbrales electrofisiológicos obtenidos en la fase anterior,

se debe estimar el audiograma comportamental. Conociendo, según diversas series, la relación entre estos umbrales, el explorador (y en ocasiones el propio equipo) debe interpretar los resultados obtenidos para así estimar el audiograma del sujeto (figura 42).

- g) La duración de la exploración varía según las fuentes consultadas. Así, para la obtención de los umbrales en ambos oídos en el modo de estimulación monoaural, Luts obtiene un tiempo de 58 min. (10), Lin de 42 min. (8) y Martínez-Beneyto de 42,5 minutos (11). La posibilidad de la estimulación en modo multifrecuencia y binauralmente ha permitido la minimización del tiempo de exploración, de modo que cuando la estimulación se realiza en modo binaural Schmulian obtiene tiempos promedio de 28 minutos (12).

APLICACIONES CLÍNICAS

Los PEAAe han de ser incluidos en el conjunto de técnicas para la valoración objetiva de los umbrales de audición. Como se ha venido exponiendo, este nuevo método ofrece una serie de ventajas con respecto a otros métodos de exploración objetiva (4, 5), que se enumeran a continuación:

- *Técnica doblemente objetiva:* los PEAAe valoran la existencia de audición sin que para ello haya de intervenir ni la subjetividad del sujeto explorado ni la subjetividad del explorador.
- *Frecuencia-especificidad:* la audición puede ser explorada a diferentes frecuencias, pudiendo obtener un audiograma. Esta posibilidad también era ofrecida por técnicas como PEATC a *tone-pip* y *tone-burst* o respuestas derivadas, pero su utilización clínica ha sido escasa por las argumentos técnicos.
- Posibilidad de explorar frecuencias graves: puesto que un gran número de hipoacusias severas o profundas presentan audición residual en graves aprovechable mediante amplificación auditiva, es importante su identificación para su aprovechamiento.
- Posibilidad de explorar a mayores intensidades: debido a las características físicas del estímulo, es posible su emisión a más alta intensidad que los sonidos breves debido a que no producen distorsión y su calibración es más simple. Es por ello que los PEAAe son más potentes para detectar restos auditivos en hipoacusias severas y profundas.



Figura 42

Ejemplo de registro PEAAe. En la parte superior izquierda se muestra el audiograma con los umbrales electrofisiológicos. Debajo, las gráficas en las que se representan los cálculos de probabilidad de presencia de respuesta para cada frecuencia. A la derecha, los distintos parámetros configurables de la toma del registro.

Tabla 7

Índice de correlación (r) entre umbrales PEAAe y conductuales según diferentes fuentes bibliográficas. Se expresan los datos de r para cada una de las frecuencias y/o para todas globalmente.

| | Tamaño muestral | Edad de la muestra | Audición de la muestra | Modo de estimulación | 500 Hz | 1.000 Hz | 2.000 Hz | 4.000 Hz | Global |
|--|-----------------|--------------------|------------------------|----------------------|--------|----------|----------|----------|-----------|
| Rance <i>et al.</i> , 2005 (16) | 575 | Bebés 3m | H+N | | | | | | 0,95 |
| Rance <i>et al.</i> , 2002 (15) | 200 | Niños | H | | | | | | 0,81-0,93 |
| Lin <i>et al.</i> , 2009 (8) | 142 | Adultos | H | MF | 0,89 | 0,95 | 0,96 | 0,97 | |
| Martinez-Beneito <i>et al.</i> , 2002 (11) | 42 | Adultos | H+N | MF | 0,72 | 0,81 | 0,83 | 0,82 | |
| Hsu <i>et al.</i> , 2011 (14) | 34 | Adultos | H | MF | 0,78 | 0,82 | 0,89 | 0,77 | |
| Attias <i>et al.</i> , 2006 (9) | 29 | Niños | H+N | MF | 0,86 | | 0,94 | | |
| Rodrigues <i>et al.</i> , 2010 (17) | 17 | Niños | H | MF | | | | | 0,94 |
| Luts <i>et al.</i> , 2004 (10) | 10 | Bebés | | MF | | | | | 0,92 |
| Swanepoel <i>et al.</i> , 2004 (22) | 10 | Adolescentes | H | Simple | 0,69 | 0,74 | 0,68 | 0,58 | |

Estimulación multifrecuencia (MF); Hipoacúsicos (H); Normoacúsicos (N).

- Rapidez: la posibilidad que ofrece la técnica de estimulación múltiple y binaural hace reducir en gran medida el tiempo de exploración.
- No alteración con la sedación: esta característica contrapone los PEAAe a los Potenciales de Latencia Media, lo cual posibilita la exploración de niños pequeños.
- Posibilidad de explorar tempranas edades: aunque los registros de PEAAe muestran una evolución maduracional, se ha demostrado la capacidad de obtener umbrales en lactantes sin que se evidencien diferencias importantes debido a la edad.

Con esto se deducen las aplicaciones técnicas de los PEAAe en la clínica habitual y que a continuación se enumeran:

Determinación general de umbrales auditivos

Mediante la obtención de barridos de PEAAe se obtienen los umbrales electrofisiológicos, i.e., la mínima intensidad sonora a la que puede registrarse una respuesta electrofisiológica. Los umbrales electrofisiológicos se relacionan con los umbrales comportamentales, de forma que puede establecerse una relación entre ambos. El índice de correlación (r) ofrece una aproximación de la adaptabilidad de las dos variables (umbral conductual-umbral PEAAe) a una recta. En la tabla 7 se detallan los valores de correlación hallados a

través de diversos estudios (7-11,13-17). Si bien se observan valores diferentes, que puede ser debido en parte a las diferencias en las muestras tanto en edad como en grado de hipoacusia, e incluso al modo de obtención de los registros, como resumen se puede decir que la correlación global es alrededor de 0,94. Este valor es algo menor para las frecuencias graves, lo cual quiere decir que los umbrales electrofisiológicos emulan más a los conductuales cuanto más aguda es la frecuencia. Este hecho se ha atribuido a 2 fenómenos. El primero de ellos sería que la respuesta a las frecuencias agudas es más clara y más cercana al umbral por motivos fisiológicos al igual que ocurre en PEATC. El segundo sería que el ruido acústico produciría un enmascaramiento que sería más evidente en las frecuencias bajas, debido al predominio espectral del mismo en graves.

Por otro lado, los umbrales electrofisiológicos aportados por los PEAAe suelen ser superiores a los conductuales, dato repetidamente comprobado por los distintos autores (7, 11-14, 18). Es importante conocer estas diferencias de cara a interpretar los registros y estimar un audiograma. En la tabla 8 se detallan las diferencias encontradas por diversos autores en diversos estudios. Para simplificar, se puede decir que estas diferencias varían entre diferentes trabajos entre 8 y 24 dB. Además, se observa que la diferencia disminuye cuando se estimula con frecuencias más altas.

Tabla 8

Diferencia (dB) entre umbrales PEAAe y conductuales según diferentes fuentes bibliográficas. Se expresan los datos para cada una de las frecuencias y/o para todas globalmente.

| | Tamaño muestral | Edad de la muestra | Audición de la muestra | Modo de estimulación | 500 Hz | 1.000 Hz | 2.000 Hz | 4.000 Hz | Global |
|--|-----------------|--------------------|------------------------|----------------------|--------|----------|----------|----------|--------|
| Hsu <i>et al.</i> , 2011 (14) | 34 | Adultos | H | MF | 20 | 16 | 12 | 11 | |
| Schmullian <i>et al.</i> , 2005 (12) | 25 | Adultos | H | MF | 14 | 18 | 15 | 14 | |
| Martínez-Beneito <i>et al.</i> , 2002 (11) | 24 | Adultos | H | MF | 30 | 27 | 21 | 10 | 22 |
| Picciotti <i>et al.</i> , 2012 (18) | 20 | Adultos | N | MF + Simple | 12,1 | 12,2 | 12,3 | 18,9 | |
| Martínez-Beneito <i>et al.</i> , 2002 (11) | 18 | Adultos | N | MF | 24 | 23 | 23 | 25 | 24 |
| Swanepoel <i>et al.</i> , 2004 (22) | 10 | Adolescentes | H | Simple | 6 | 4 | 4 | 4 | |

Estimulación multifrecuencia (MF); Hipoacúsicos (H); Normoacúsicos (N).

Otra evidencia es que al aumentar el grado de pérdida auditiva, el umbral obtenido mediante PEAAe se acerca al conductual (8, 9, 11). Se ha argumentado como explicación a este fenómeno la existencia de reclutamiento en las hipoacusias neurosensoriales, que produciría un aumento de la amplitud de la respuesta eléctrica a niveles de intensidad cercanos al umbral. A esto hay que añadir que en los sujetos hipoacúsicos el ruido ambiental no lograría activar su sistema auditivo, y, por tanto, no actuaría como enmascarante, permitiendo este mayor acercamiento al umbral.

Por otro lado, se ha intentado encontrar una relación entre la morfología del audiograma (descendente vs. plano) y el grado de predicción de los PEAAe, sin encontrar diferencias entre las distintas configuraciones (13).

Si bien un buen número de publicaciones ofrecen resultados similares, pueden encontrarse discrepancias entre ellas, probablemente debidas a las diferencias en la población estudiada o en las condiciones de registro. Por ello, para establecer los PEAAe como método estandarizado para uso clínico, es necesario más investigación con series amplias de sujetos, usando los mismos equipos y parámetros de registro.

La mayor parte de la experiencia descrita con PEAAe se ciñe a la estimulación de la vía aérea. Hay escasos trabajos en los que se investigan los PEAAe mediante estimulación directa de la vía ósea (19, 20), que informan de la obtención de abundantes artefactos advirtiendo de que su interpretación

debe ser cautelosa. Otros estudios describen la experiencia del campo libre, orientados a la obtención de umbrales electrofisiológicos con prótesis auditivas para valorar la ganancia obtenidas mediante las mismas (21).

Diagnóstico precoz de la audición

Es importante mencionar el papel de los PEAAe en el diagnóstico precoz de la hipoacusia. A lo ya mencionado anteriormente, hay que citar que los PEAAe constituyen una prueba más, dentro de la batería de test a realizar debido a que además de poder determinar la audición en las frecuencias más graves que los PEATC, son más potentes para determinar restos auditivos (6, 22), ya que se pueden estimular con intensidades de hasta 120-128dB HL. De este modo, los PEAAe constituirían una prueba esencial en la valoración de los niños con sospecha de hipoacusia y posibles candidatos a adaptación audiotrófica o implantación coclear.

No obstante, el uso de PEAAe en niños tan pequeños ha cuestionado los posibles cambios maduracionales en los registros, que deberían tenerse en cuenta para la interpretación de los resultados. Así, se observan cambios en el desarrollo de los registros durante los primeros 12 meses de vida (23), y muy marcados durante las 6 primeras semanas de vida, tiempo en el que se observa una disminución de unos 10dB en los umbrales electrofisiológicos (24). Asimismo el estudio de los bebés nacidos pretérmino revela un incremento en los umbrales de 500 y 4.000 Hz, y los recién

nacidos con daño cerebral perinatal tienen aumentada la probabilidad de que los PEAAe estén alterados.

Es importante conocer los umbrales de normalidad PEAAe de niños normooyentes. VanMaanen (25) deduce que dichos umbrales deberían ser 50, 45, 40 y 40 dB HL a 500, 1.000, 2.000 y 4.000 Hz, respectivamente.

Determinación forense de la audición

Muchos de los pacientes que reclaman compensación pueden exagerar su hipoacusia en cuanto a grado, naturaleza o lateralidad, por lo que la determinación de umbrales subjetivos puede no ser fiable. Es por esto que los PEAAe pueden ser utilizados para la identificación médico-forense de la audición (14, 26).

Diagnóstico topográfico de las lesiones

Es importante aclarar la limitación de los PEAAe para el diagnóstico topográfico de las lesiones. Hay que recordar que la simplificación de la representación del complejo fenómeno eléctrico de estado estable conlleva pérdida de información en cuanto a la morfología de cada componente del potencial. Este rasgo cualitativo que aporta detalles sobre la función de cada estación de la vía auditiva lo proporciona la estimulación transitoria. Por ello, las ventajas de los PEAAe no pueden de momento hacer obviar la importancia de los Potenciales Transitorios en los casos en los que se precise un análisis detenido de la morfología del potencial.

En la neuropatía auditiva los registros PEAAe son variables e inconstantes, aunque estos suelen estar más conservados que los PEATC. Sin embargo, cuando estos están presentes se muestra una mala correlación entre los umbrales electrofisiológicos y conductuales (15).

Aplicaciones en desarrollo

Screening

Existen pocos estudios que evalúen la utilidad y eficiencia de la técnica de PEAAe como método de cribado en poblaciones infantiles sanas (20, 27, 28). No obstante, los PEAAe muestran niveles de sensibilidad del 100% y especificidad 92-95%, que son niveles similares a los PEATC (27, 28). Además, se están desarrollando metodologías de registro semiautomáticas que ahorrarían tiempo de exploración (28).

El Comité Adjunto para la Audición Infantil (Academia Americana de Pediatría), en sus últimas consideraciones prácticas sobre la organización de programas de cribado auditivo (29), reconoce la utilidad de los PEAAe en la evaluación objetiva de la audición en niños pequeños pero aún no recomienda su aplicación como técnica de cribado. En dicho documento argumenta que no hay suficiente evidencia hasta el momento para el uso de esta prueba como única determinación del nivel auditivo de la población neonatal.

Audífonos

Los bebés con hipoacusia habitualmente son adaptados con audífonos meses antes de que se puedan obtener umbrales auditivos conductuales fiables con el uso de los mismos. De ahí la importancia de disponer de medidas objetivas que ayuden a ajustar las prótesis. Para ello se hace necesario primeramente el desarrollo y validación de la obtención de PEAAe mediante la estimulación en campo libre. Diversos autores han comunicado buenas correlaciones entre los umbrales conductuales y los PEAAe obtenidos en campo libre en pacientes con audífonos (21), aunque reconocen que las correlaciones son algo peores que con la estimulación mediante auriculares.

PEAAe en sujetos con implante coclear

Existe cierta experiencia en la obtención de PEAAe en personas con implante coclear, lo que constituirían potenciales evocados eléctricamente. Dichos registros requieren una especial configuración, ya que el estímulo debe emitirse a través del propio implante, y la respuesta ha de ser filtrada de forma especial para poder eliminar el gran artefacto que supone la propia estimulación eléctrica del mismo. Algunos autores han informado de la obtención de registros claros (30), sin embargo estos potenciales no se han sistematizado en el seguimiento o programación de los implantes cocleares.

Enfermedades psiquiátricas

Existen estudios en los que se han obtenido registros de PEAAe alterados en pacientes con esquizofrenia o trastorno bipolar. Estos resultados podrían revelar alteraciones en la sincronía neural en dichas patologías psiquiátricas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Rance, G.; Rickards, F. W.; Cohen, L. T.; Burton, M. J.; Clark, G. M. Steady state evoked potentials: a new tool

- for the accurate assessment of hearing in cochlear implant candidates. *Adv Otorhinolaryngol.* 1993; 48: 44-48.
2. Lins, O. G.; Picton, T. W. Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol.* 1995 Sep; 96 (5): 420-432.
 3. Regan, D. Science and Medicine. *Human Brain Electrophysiology: Evoked Potentials and Evoked Magnetic fields.* Elsevier. New York; 1989.
 4. Lins, O. G.; Picton, T. W.; Boucher, B. L.; Durieux-Smith, A.; Champagne, S. C.; Moran, L. M., et al. Frequency-specific audiometry using steady-state responses. *Ear Hear.* 1996 Apr; 17 (2): 81-96.
 5. Pérez-Abalo, M. C.; Savio, G.; Torres, A.; Martín, V.; Rodríguez, E.; Galán, L. Steady state responses to multiple amplitude-modulated tones: an optimized method to test frequency-specific thresholds in hearing-impaired children and normal-hearing subjects. *Ear Hear.* 2001 Jun; 22 (3): 200-211.
 6. Rance, G.; Dowell, R. C.; Rickards, F. W.; Beer, D. E.; Clark, G. M. Steady-state evoked potential and behavioral hearing thresholds in a group of children with absent click-evoked auditory brain stem response. *Ear Hear.* 1998 Feb; 19 (1): 48-61.
 7. Swanepoel, D.; Hugo, R. Estimations of auditory sensitivity for young cochlear implant candidates using the ASSR: preliminary results. *Int J Audiol.* 2004; 43 (7): 377-382.
 8. Lin Y-H.; Chen P-R.; Hsu C-J.; Wu H-P. Validation of multi-channel auditory steady-state response in adults with sensorineural hearing loss. *J Laryngol Otol.* 2009; 123 (1): 38-44.
 9. Attias, J.; Buller, N.; Rubel, Y.; Raveh, E. Multiple auditory steady-state responses in children and adults with normal hearing, sensorineural hearing loss, or auditory neuropathy. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 2006 Apr 1; 115 (4): 268-276.
 10. Luts, H.; Desloovere, C.; Kumar, A.; Vandermeersch, E.; Wouters, J. Objective assessment of frequency-specific hearing thresholds in babies. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2004 Jul 1; 68 (7): 915-926.
 11. Martínez-Beneito, P.; Morant Ventura, A.; Pitarch Ribas, M. I.; García Callejo, F.J.; Marco Algarra, J. [Steady state multi-frequency auditory evoked potentials as a technique to determine hearing threshold]. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2002 Dec 1; 53 (10): 707-717.
 12. Schmulian, D.; Swanepoel, D.; Hugo, R. Predicting pure-tone thresholds with dichotic multiple frequency auditory steady state responses. *J Am Acad Audiol.* 2005; 16 (1): 5-17.
 13. Herdman, A. T.; Stapells, D. K. Auditory steady-state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairments. *Int J Audiol.* 2003 Jul 1; 42 (5): 237-248.
 14. Hsu R.-F., Chen S.-S., Lu S.-N., Ho C.-K., Lin H.-F. Dichotic multiple-frequency auditory steady-state responses in evaluating the hearing thresholds of occupational noise-exposed workers. *Kaohsiung J Med Sci.* 2011 Aug 1; 27 (8): 330-335.
 15. Rance, G.; Briggs, R. J. S. Assessment of hearing in infants with moderate to profound impairment: the Melbourne experience with auditory steady-state evoked potential testing. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl.* 2002 May 1; 189: 22-28.
 16. Rance, G.; Roper, R.; Symons, L.; Moody, L.-J.; Poulis, C.; Dourlay, M.; et al. Hearing threshold estimation in infants using auditory steady-state responses. *J Am Acad Audiol.* 2005 May 1; 16 (5): 291-300.
 17. Rodrigues, G. R. I.; Lewis, D. R. Threshold prediction in children with sensorineural hearing loss using the auditory steady-state responses and tone-evoked auditory brain stem response. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2010 May 1; 74 (5): 540-546.
 18. Picciotti, P. M.; Giannantonio, S.; Paludetti, G.; Conti, G. Steady state auditory evoked potentials in normal hearing subjects: evaluation of threshold and testing time. *ORL J Otorhinolaryngol Relat Spec.* 2012; 74 (6): 310-314.
 19. Swanepoel, D. W.; Ebrahim, S.; Friedland, P.; Swanepoel, A.; Pottas, L. Auditory steady-state responses to bone conduction stimuli in children with hearing loss. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2008 Dec 1; 72 (12): 1861-1871.
 20. Cone-Wesson, B.; Parker, J.; Swiderski, N.; Rickards, F. The auditory steady-state response: full-term and premature neonates. *J Am Acad Audiol.* 2002 May; 13 (5): 260-269.
 21. Shemesh, R.; Attias, J.; Magdoub, H.; Nageris, B. I. Prediction of aided and unaided audiograms using sound-field auditory steady-state evoked responses. *Int J Audiol.* 2012 Oct 1; 51 (10): 746-753.
 22. Swanepoel, D.; Hugo, R.; Roode, R. Auditory steady-state responses for children with severe to profound hearing loss. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg.* 2004 May 1; 130 (5): 531-535.

23. Savio, G.; Cárdenas, J.; Pérez Abalo, M.; González, A.; Valdés, J. The low and high frequency auditory steady state responses mature at different rates. *Audiol Neurotol.* 2001 Sep; 6 (5): 279-287.
24. Rance, G.; Tomlin, D. Maturation of auditory steady-state responses in normal babies. *Ear Hear.* 2006 Feb; 27 (1): 20-29.
25. Van Maanen, A.; Stapells, D. R. Normal multiple auditory steady-state response thresholds to air-conducted stimuli in infants. *J Am Acad Audiol.* 2009 Mar 1; 20 (3): 196-207.
26. Li X-P, Wei W, Wu J, Lü J, Situ H-R. [Comparison between auditory steady-state response and 40 Hz auditory event related potential in the evaluation of hearing thresholds]. *Fa Yi Xue Za Zhi.* 2009 Aug 1; 25 (4): 263-266.
27. Savio, G.; Pérez-Abalo, M. C.; Gaya, J.; Hernández, O.; Mijares, E. Test accuracy and prognostic validity of multiple auditory steady state responses for targeted hearing screening. *Int J Audiol.* 2006 Feb; 45 (2): 109-120.
28. Mijares Nodarse, E.; Herrera Alonso, D.; Gaya Vázquez, J.; Santos Febles, E.; Pérez Abalo, M. C.; Méndez Alarcón, L. *et al.* [Newborn hearing screening test with multiple auditory steady-state responses]. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2011; 62 (2): 87-94.
29. American Academy of Pediatrics, Joint Committee on Infant Hearing. Year 2007 position statement: Principles and guidelines for early hearing detection and intervention programs. *Pediatrics. American Academy of Pediatrics;* 2007. pp. 898-921.
30. Hofmann, M.; Wouters, J. Improved electrically evoked auditory steady-state response thresholds in humans. *J Assoc Res Otolaryngol.* 2012 Aug 1; 13 (4): 573-589.

6.3.6. PEA ELÉCTRICAMENTE ESTIMULADOS

NOELIA MUÑOZ FERNÁNDEZ*, CARLOS DE PAULA VERNETTA Y CONSTANTINO MORERA PÉREZ

INTRODUCCIÓN

Los potenciales evocados auditivos eléctricamente estimulados son registros de la actividad neural de la vía auditiva generados mediante estimulación eléctrica de la cóclea. Su respuesta está originada en los mismos lugares que la de los evocados acústicamente (1).

Estos registros presentan una morfología mucho menos definida que la de los potenciales evocados auditivos y la de los potenciales obtenidos de forma intracoclear en pacientes portadores de un implante coclear (2, 3, 4).

La identificación de las ondas constituye un problema común a todas las exploraciones de potenciales evocados debido a la variabilidad en el aspecto y en la morfología de las mismas. Familiarizarse con los registros de potenciales resulta, pues, importante, para reconocer las ondas más fácilmente.

El intento de obtener respuestas evocadas a la estimulación eléctrica plantea algunos retos. En primer lugar, el estímulo eléctrico, en comparación con el acústico, genera un artefacto que enmascara las respuestas; este puede verse reforzado por una interacción entre el propio estímulo y otras señales eléctricas, por ejemplo, un artefacto electrocardiográfico si el paciente está monitorizado. En segundo lugar, los registros varían con respecto a los acústicos en las latencias de las ondas que aparecen entre 1 y 1.5 ms más adelantadas (figura 43); esto es debido a que, en este tipo de estimulación, no disponemos de los mecanismos amplificadores del oído medio y cocleares (3). Otra diferencia prácticamente constante es la ausencia de la onda I, incluso a altas intensidades, ya que esta queda enmascarada por el artefacto del estímulo (figura 44). La onda V, al igual que en los acústicos, es la más estable y duradera.

* Noelia Muñoz Fernández. C/ Viver 25, esc 4, 6º B. 46020 Valencia. Teléfono de contacto: 638 075 992. E-mail: Constantino.morera@uv.es ; noeliamu-fer@gmail.com

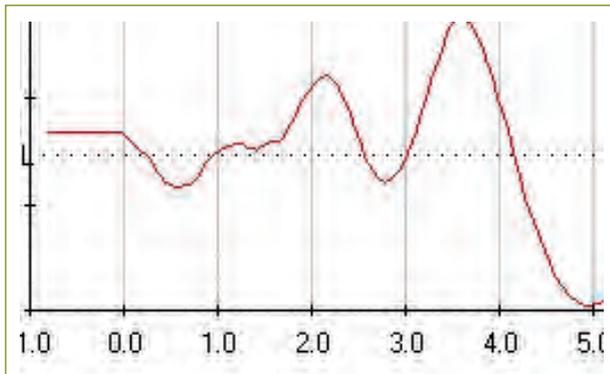


Figura 43

Potencial Evocado Auditivo con Estimulación Eléctrica Trans-Timpánica en un paciente con Hipoacusia Neurosensorial Bilateral Profunda postlingual progresiva. Obsérvese la latencia de la onda V situada a 3.64 ms.

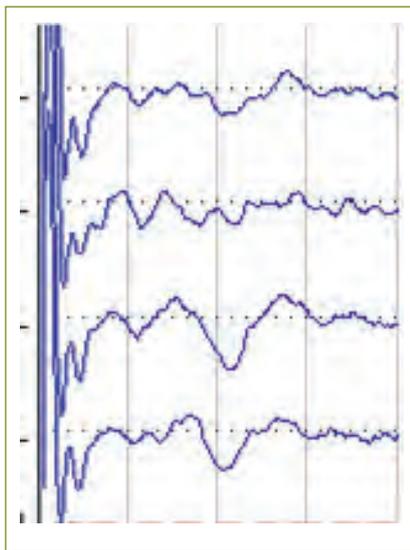


Figura 44

Algo a tener en cuenta es que la forma de la respuesta eléctrica puede ser diferente en el caso de un paciente con audición normal de la del paciente con hipoacusia. Estas diferencias pueden ser debidas a la probable atrofia de las fibras del nervio auditivo, de los núcleos cocleares y/o del resto de la vía auditiva.

El test de promontorio y el test de ventana redonda son ejemplos de este tipo de estimulación eléctrica, ambos obtenidos de forma extracoclear, aunque con claras diferencias técnicas y de registro. Estas determinaciones bioeléctricas expresan la capacidad de respuesta neurosensorial frente a una estimulación del receptor periférico.

Los protocolos iniciales para la indicación de los implantes cocleares incluían en la evaluación prequirúrgica el test de promontorio de una forma sistemática. El objetivo era comprobar la capacidad de estimulación eléctrica del nervio y las vías auditivas.

Para ello se utiliza un electrodo de aguja introducido por el conducto auditivo externo a través del tímpano hasta promontorio. El paciente alerta si percibe o no sensación sonora y a qué intensidad de estímulo eléctrico. Esta prueba permite verificar la existencia de respuesta auditiva, a un estímulo eléctrico en un paciente adulto despierto. Sin embargo la implantación en sujetos que no superaban el test de promontorio, demostró la poca fiabilidad de esta técnica, por lo que cayó en desuso.

Para casos dudosos o pediátricos, fue necesario considerar alternativas electrofisiológicas más objetivas. El registro de potenciales evocados auditivos con estimulación eléctrica sobre ventana redonda de forma transtimpánica mostró resultados mucho más seguros y objetivos. Uno de los primeros autores en publicar que los potenciales de tronco cerebral pueden ser provocados mediante estimulación eléctrica extracoclear sobre ventana redonda fue Chouard (5) y posteriormente Meyer (6). Tras diversos estudios encontraron que el valor de estos potenciales es un indicador objetivo de la activación de la vía auditiva periférica. Pero, a pesar de ser un buen procedimiento para obtener un conocimiento objetivo y fiable de la estimulación neural de la vía auditiva, es poco utilizado, por razones prácticas, en sujetos normales.

OBJETIVO DE LA TÉCNICA

El objetivo de la técnica es comprobar la excitabilidad de la vía y del nervio auditivos ante estímulos eléctricos, utilizando procedimientos más fiables que los empleados con anterioridad con el test promontorial.

Esto, tiene una especial utilidad en pacientes candidatos a implante coclear en los que existan malformaciones cocleares, del nervio auditivo u otros trastornos asociados que hagan dudar sobre la efectividad del resultado tras el implante.

Los potenciales evocados auditivos electricamente estimulados se basan en que las estimulaciones eléctricas, que son la base del implante coclear, son capaces de activar el nervio auditivo en casos de lesión coclear que no responde a estímulos sonoros. Aunque no está claro dónde actúan las corrientes eléctricas, se admite que la estimulación se produce en el Ganglio de Corti (en la primera neurona de la vía auditiva). Por tanto, en lesiones cocleares (que son la mayor parte de las hipoacusias neurosensoriales profundas) el estímulo eléctrico salta la lesión coclear y estimula directamente el comienzo de la vía auditiva.

EQUIPO Y TÉCNICA DE REGISTRO

El test de promontorio se realiza por medio de estimuladores nerviosos electrofisiológicos, bajo anestesia local, insertando un electrodo de aguja (similar al utilizado en la electrocolegrafía) a través de la membrana timpánica con la punta descansando en el promontorio, lo más próximo posible a la ventana redonda. Pequeñas corrientes eléctricas se transmiten desde este electrodo y el paciente refiere si percibe o no una sensación auditiva (sonido). Por lo tanto, para que un resultado sea considerado positivo el paciente debe referir sensaciones auditivas consistentes. Muchos pacientes presentan resultado positivo sugiriendo suficientes neuronas auditivas residuales pronosticando, por tanto, un buen resultado funcional con un implante coclear. Sin embargo la fiabilidad de la técnica era escasa y se comprobó que, en algunos casos en los que a pesar de no haber respuesta en el test promontorial y se decidió implantar, se obtuvieron buenos resultados. Por esta razón la estimulación eléctrica promontorial no se usa de rutina y nosotros recomendamos el uso de los potenciales evocados auditivos eléctricamente estimulados sobre ventana redonda, puesto que se trata de una prueba objetiva, con resultados fiables.

El estímulo se realiza a través de un electrodo que se coloca en el área de la ventana redonda. Este puede ser introducido utilizando una técnica transtimpánica o bien a través de la timpanotomía posterior realizada de forma intraoperatoria

en la cirugía del implante coclear. El procedimiento de recogida de respuesta se lleva a cabo mediante electrodos de superficie o de aguja (si el paciente está bajo anestesia general) que nosotros situamos habitualmente de la siguiente forma:

- Electrodo activo: en el vértex cerca de la línea media.
- Electrodo de referencia: en la mastoides contralateral. Esta localización tiene por objeto fijar un punto de referencia sobre una zona de escasa inervación y actividad muscular, y que esté alejada de la región en la que se produce la estimulación eléctrica (que estaría ampliamente artefactada por el estímulo) (7).
- Electrodo de tierra: su localización puede variar. Nosotros lo situamos en la zona baja de la frente en la región intercililar, aunque también se puede colocar en la séptima vértebra cervical (5).

Para realizar la técnica de potenciales evocados auditivos eléctricamente estimulados necesitamos un equipo de estimulación y un equipo de recogida:

Equipo de estimulación

Normalmente el equipo de estimulación incluye un ordenador para controlar la estimulación, una interfaz, un transmisor y una caja de estimulación, que contiene la electrónica correspondiente a un implante coclear. La interfaz es el *hardware* encargado de comunicar el equipo controlador con la caja estimuladora; dentro del equipo controlador está el *software* de control que permite establecer los parámetros de estimulación.

Para transmitir el estímulo eléctrico se pueden emplear diferentes tipos de electrodos desde el utilizado por Gibson *et al.* (8) y denominado “palo de golf” hasta un electrodo de aguja o una pinza monopolar/bipolar (figura 45), conectada a una caja de estimulación. Estos autores señalaron que los mejores resultados son los que se obtienen con la colocación del electrodo exactamente dentro del nicho de la ventana redonda bajo visión directa. Lo realizan a través de una miringotomía posterior con un electrodo en forma de “palo de golf”.

En las primeras descripciones técnicas de los potenciales evocados auditivos eléctricamente estimulados de forma transtimpánica realizados por Chouard *et al.* (5) se utilizaba

AUDIOLÓGÍA

EXPLORACIÓN OBJETIVA DE LA AUDICIÓN. RESPUESTAS ELÉCTRICAS

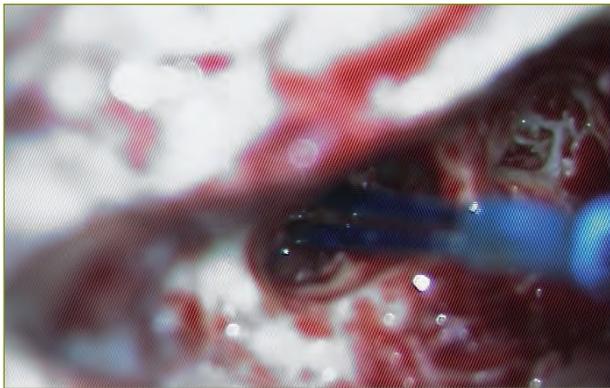


Figura 45

Paciente de 2 años con agenesia radiológica de nervio auditivo. A través de la timpanotomía posterior accedemos a la ventana redonda con un electrodo estimulador tipo pinza.

una estimulación eléctrica con una onda cuadrada negativa o positiva, de 0.1 mseg de duración y con un índice de frecuencia de 20 Hz. Su voltaje variaba desde 0 a 10 voltios, pero por lo general no era superior a 3 V, proporcionado por una estimulación y una unidad de aislamiento de estímulos. Este estímulo eléctrico se aplicaba a la membrana de la ventana redonda por medio de un electrodo de 0.5 mm de diámetro con aislamiento de plata, que se introducía en el oído medio, de forma transmeatal.

Actualmente, nosotros utilizamos un pulso de estimulación bifásico (donde la carga introducida en la primera fase es retirada en la segunda, siendo nula la carga neta insertada cuando finaliza el pulso) con fase inicial negativa. Estos pulsos se encuentran definidos por la amplitud (μA) y por la duración de fase de los mismos ($\mu\text{s}/\text{fase}$) con una tasa de estimulación de aproximadamente 34 Hz por ciclo.

Equipo de registro

El equipo de registro de potenciales evocados auditivos está formado por un *hardware* específico y un ordenador para su control. La configuración del equipo para el registro de potenciales evocados auditivos eléctricamente estimulados está basada en la configuración estándar disponible en el sistema de registro con estimulación acústica. Normalmente se utiliza un filtrado de la señal y un sistema de rechazo de

artefactos, además de una selección del periodo de análisis y de una promediación en donde mejoramos la relación señal/ruido. Por lo general, se necesitan entre 1.500 y 2.000 promedios para cada registro de potenciales eléctricamente estimulados. El objetivo es activar la sensación auditiva en la región donde se encuentra el electrodo activo (en ventana redonda).

En general el registro de estos potenciales eléctricamente estimulados se caracteriza por una disminución en las latencias y un aumento en las amplitudes conforme se eleva la intensidad del estímulo eléctrico (figura 46). Sin embargo, hay que tener en cuenta que estas amplitudes, en el caso de la estimulación eléctrica, son algo variables de un paciente a otro.

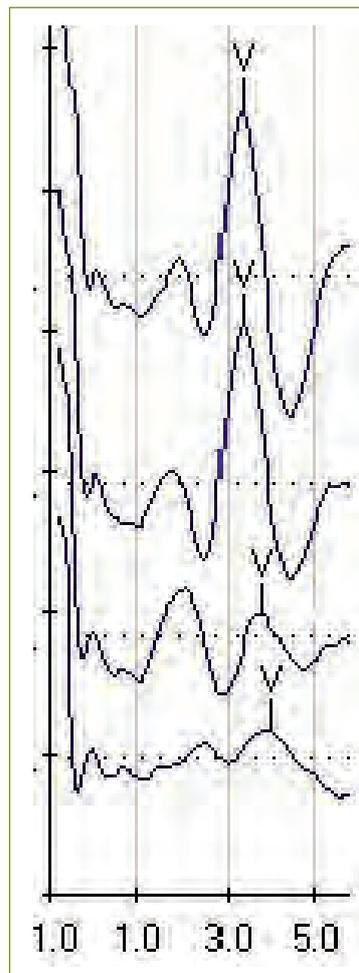


Figura 46

Estimulación eléctrica con diferentes cargas obteniendo aumentos de latencia y disminuciones de amplitud conforme se disminuye la carga eléctrica.

Por otro lado, las características generales de las respuestas a estímulos eléctricos son las mismas, tanto si se realizan bajo anestesia local como bajo anestesia general. Sin embargo, la amplitud media de los diferentes picos es algo más pequeña bajo anestesia general que sin anestesia o con anestesia local debido a la pequeña amplitud de registro electroencefalográfico en pacientes dormidos.

La presencia de potenciales de acción miogénicos puede dificultar la interpretación de los resultados. Estos aparecen cuando se utilizan altas intensidades de estimulación. Diversos autores, como Black *et al.* (9) y VanderHonert y Stypulkowski *et al.* (10) describen la aparición de este potencial muscular compuesto como un artefacto a partir de la propagación de la corriente de estimulación al nervio facial. Este registro se diferencia de los potenciales de tronco cerebral en su prolongada latencia (aproximadamente 7 ms) y en su larga amplitud (figura 47). Normalmente esto no sucede si utilizamos durante la prueba relajantes musculares que bloqueen la aparición de este potencial.

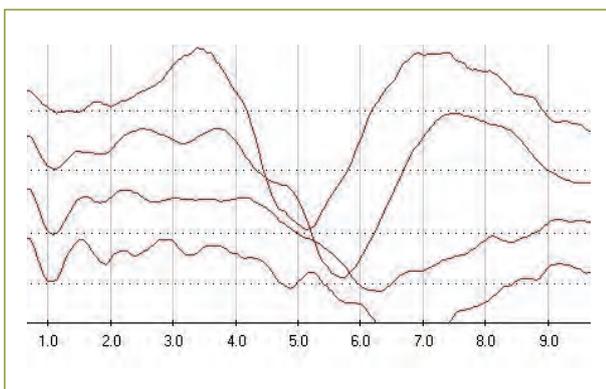


Figura 47

Estimulación realizada sin relajantes musculares. Se muestra la aparición de un potencial de acción procedente de estimulación del nervio facial sobre los 7 ms.

APLICACIONES CLÍNICAS

Selección de pacientes

Los resultados del implante coclear son habitualmente congruentes con las expectativas creadas en cada tipo de

paciente, pudiendo adecuar el consejo de la implantación a cada caso determinado. El problema se plantea en casos complejos con malformaciones laberínticas, de nervio auditivo o en casos con trastornos asociados en los que no es posible saber si se puede producir una estimulación adecuada.

Consideramos que todos los esfuerzos deben llevarse a cabo para evitar un implante coclear en un oído que puede no ser eléctricamente excitable. La implantación en estos casos puede tener efectos emocionales negativos en el paciente y en su familia. No obstante, solo un pequeño porcentaje de las oídas son completamente inexcitables por la estimulación eléctrica (11), por lo que el riesgo de realizar un implante coclear en estos es pequeño, excepto en casos de malformaciones donde el riesgo puede ser mayor.

En principio la falta de respuesta a la estimulación eléctrica coclear debe ser considerada como una contraindicación al implante coclear (2). Ciertos autores consideraron que la determinación psicofísica del umbral eléctrico promontorial en adultos es un excelente indicador de la excitabilidad eléctrica posoperatoria (11). La técnica inicial de estimulación promontorial fue considerada como imprescindible para predecir el buen resultado funcional tras el implante coclear (12). No obstante, en muchas ocasiones el paciente no percibe ningún sonido o lo confunde con la descarga eléctrica, de forma que los resultados de esta prueba son muy variables (13). Por otro lado, la falta de respuesta en casos con anatomía radiológica normal demostró que los resultados no eran fiables (14).

Sin embargo, la realización de potenciales evocados auditivos eléctricamente estimulados de forma transtimpánica con estimulación sobre ventana redonda resultó ser una técnica mucho más fiable y objetiva. Las respuestas obtenidas durante la realización de esta prueba van a valorar, en primera instancia, la población neuronal remanente (15) y la excitabilidad del nervio y de las vías auditivas, comprobando, por tanto, la existencia de respuesta auditiva a nivel central.

Osificaciones cocleares

Hay autores que recomiendan realizar este tipo de estimulación eléctrica en casos de cócleas obliteradas o semiosificadas con la finalidad de peritar el estado de la vía nerviosa, llegando a contraindicar el implante coclear en el caso de

ausencia de respuesta (16). Sin embargo, en un estudio de Chouard (17), realizado en este tipo de cócleas y comparándolo con cócleas normales, se demuestra la gran resistencia eléctrica en los primeros casos, empleando la estimulación sobre la ventana redonda para evitar actuar sobre la cubierta ósea del promontorio y así evaluar mejor la respuesta. Por lo tanto, hay autores que consideran que la validez de este tipo de potenciales evocados auditivos eléctricamente estimulados sobre cócleas ocleradas debería ser revisada (13).

Malformaciones cocleares y del nervio coclear

A nuestro juicio, en casos de malformaciones congénitas, especialmente con las aplasias/hipoplasias del nervio auditivo, es obligado realizar el registro de potenciales tras estimulación eléctrica. Esta indicación es la que mayor relevancia ha cobrado en los últimos años.

La resonancia magnética es la prueba de elección para el estudio de la patología del nervio cocleovestibular y sus malformaciones (18). No obstante, en determinados casos necesitamos otros tests electrofisiológicos objetivos que aclaren si un implante coclear va a ser útil o no en un determinado tipo de paciente. Por ello, en casos de malformaciones radiológicas del nervio auditivo, necesitamos comprobar la viabilidad de la vía auditiva, ya que para que un paciente responda a un implante coclear es necesaria la supervivencia de un cierto porcentaje de neuronas del ganglio espiral y de la integridad de la vía y centros auditivos. Por ello, la falta de nervio auditivo radiológico contraindica, en principio, la implantación coclear.

En pacientes con agenesia o hipoplasia radiológica de nervio auditivo, pueden existir fibras nerviosas auditivas funcionantes a pesar de su alteración morfológica que provoquen estimulación a nivel central (19). Por ello es necesario en casos complejos o dudosos disponer de pruebas objetivas con estimulación eléctrica que nos ayuden a seleccionar los candidatos con agenesia o hipoplasia de nervio auditivo a la implantación coclear.

Las pruebas objetivas a realizar en estos casos son las que puedan demostrar un nervio coclear funcional. Los métodos de imagen como la resonancia magnética funcional y la tomografía por emisión de positrones (20) son procedimientos caros y de complicada realización puesto que, en las hipoacusias profundas, no podríamos utilizar estímulos sonoros y los estímulos eléctricos interferirían con las pruebas.

Por lo tanto, consideramos que el método idóneo sería el de los potenciales evocados auditivos eléctricamente estimulados. Realizar dicha prueba permitirá seleccionar de forma adecuada a los pacientes, y así poder realizar una implantación segura y eficaz.

Otras indicaciones

En general, cualquier sospecha de alteración anatómica o funcional de las vías nerviosas periféricas puede diagnosticarse con este procedimiento.

Así pues, los potenciales del tronco cerebral eléctricamente estimulados son una herramienta útil y precisa en los casos de neuropatías auditivas (21), siendo capaces de predecir los resultados y el rendimiento del implante coclear (22).

Cabe concluir que disponemos de una técnica fiable y objetiva para comprobar la viabilidad de la vía auditiva. Esta técnica, los potenciales evocados auditivos con estimulación eléctrica, es la herramienta útil en casos en los que dudamos del resultado de un implante coclear. Por tanto, pacientes con malformaciones anatómicas y/o alteraciones funcionales de la vía auditiva son los casos idóneos en donde realizar este tipo de pruebas previas a la cirugía del implante coclear. En ese sentido, el mejor conocimiento de la fisiopatología de la hipoacusia y el progreso de la tecnología diagnóstica van condicionando nuestro modo de actuación ante determinados pacientes modificando en cada caso los protocolos diagnósticos.

BIBLIOGRAFÍA

1. Dobie, R. A.; Kimm, J. Brainstem responses to electrical stimulation of the cochlea. *Arch. Otolaryngol.* 1980; 106: 537-673.
2. Kileny, P. R. Electrically evoked whole nerve action potentials in ineraid cochlear implants users: responses to different stimulating electrode configurations and comparison to psychophysical responses. *Ear Hear.* 1992; 13: 294-299.
3. Mason, S.; Garnham, C. Intra-operative test protocol. *EP Workshop Electrophysiological and Objective Tests in Pediatric Cochlear Implantation.* 1995; 32-44.
4. Dijk, J. E. V.; Olphen, A. F. V.; Smoorenburg, G. F. *Cochlear Implant: new perspective.* International Symposium.

- Toulouse, ch. Preoperative electrical nerve stimulation as one of the criteria for selection. Karger. Basel, 1993.
5. Chouard, CH.; Meyer, B.; Donadieu, F. Auditory brainstem potentials in man evoked by electrical stimulation of the round window. *Acta Otolaryngol* (Stockh). 1979; 87: 287-293.
 6. Meyer, B.; Drira, M.; Gegu, D.; Chouard, C. H. Results of the round window electrical stimulation in 400 cases of total deafness. *Acta Otolaryngol* (Stockh). 1984; 411: 168-176.
 7. Robier, A.; Lescao, Y.; Beutter, P. *Cochlear Implant: new perspectives: International Symposium*. Toulouse, ch. Brainstem evoked response by intracochlear electric stimulation. Karger. Basel, 1993.
 8. Pau, H.; Gibson, W.; Sanli, H. Trans-tympanic electric auditory brainstem response: the importance of the positioning of the stimulating electrode. *Cochlear Implants Int*. 2006; 7 (4): 183-187.
 9. Black, F. O.; Lilly, D. J.; Fowler, L. P.; Stypulkowski, P. H. Surgical evaluation of candidates for cochlear implant. *Ann Otol Rhino Laryngol*. 1987; 96 (suppl 128): 96-99.
 10. VanderHonert, C.; Stypulkowski, P. H. Characterization of the electrically evoked auditory brainstem response in cats and human: *Hear Res*. 1986; 21: 109-126.
 11. Kileny, P. R.; Zimmerman-Phillips, S.; Kemink, J. L.; Schamaltz, S. P. Effects of preoperative electrical stimulability and historical factors on performance with multichannel cochlear implant. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1991; 100: 563-568.
 12. García-Ibáñez, E. *Implantes Cocleares*. Ponencia Oficial XIV. Congreso ORL. Ed.Garsi. Madrid 1996.
 13. Del Cañizo Álvarez, A.; Santa Cruz Ruiz, S.; Batuecas Caletrio, A.; Gil Melcón, M.; Coscarón Blanco, E. *Implantes cocleares en cócleas obliteradas o semiosificadas*. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2005; 56: 322-327.
 14. Gantz, B. J.; Woodworth, G. G.; Knutson, J. F.; Abbas, P. J.; Tyler, R.S.; Multivariate predictors of success with cochlear implants, *Adv.Oto-Rhino-Laryngol*. 1993; 48: 153-167.
 15. Smith, L.; Simmons, F. B. Estimating eighth nerve survival by electrical stimulation, *Ann. Otol. Rhinol. Laryngol*. 1983; 92: 19-25.
 16. Manrique, M. *Implantes Cocleares*. Ed Masson. Barcelona. 2002.
 17. Chouard, C. H.; Koca, E.; Meyer, B.; Jacquier, I. Test of electrical stimulation of the round window. Diagnostic and prognostic value of the rehabilitation of total deafness by cochlear implant. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac* 1994; 111 (2): 75-84.
 18. De Foer, B.; Kenis, C.; Van Melkebeke, D, *et al*. Pathology of the vestibulocochlear nerve. *Eur J Radiol*. 2010; 74 (2): 349-358.
 19. Zhang, Z.; Li, Y.; Hu, L.; Wang, Z.; Huang, Q.; Wu, H. Cochlear implantation in children with cochlear nerve deficiency: a report of nine cases. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 2012; 76 (8): 1188-11895.
 20. Roland, P. S.; Tobey, E. A.; Devous, M. D. Sr. Preoperative functional assessment of auditory cortex in adult cochlear implant users. *Laryngoscope* 2001; 111 (1): 77-83.
 21. Gibson, W.; Sanli, H. The role of round window electrophysiological techniques in the selection of children for cochlear implants. *Adv Otorhinolaryngol*. 2000; 57: 148-151.
 22. Nikolopoulos, T. P.; Mason, S. M.; Gibbin, K. P.; O'Donoghue, G. M. The prognostic value of promontory electric auditory brain stem response in pediatric cochlear implantation. *Ear Hear*. 21 (3): 236-241.

6.3.7. MONITORIZACIÓN INTRAOPERATORIA DE LA VÍA AUDITIVA

RAQUEL MANRIQUE HUARTE* Y MANUEL ALEGRE

CIRUGÍA DE OÍDO MEDIO

Introducción

El uso de pruebas neurofisiológicas intraoperatorias para monitorizar la audición durante algunos procedimientos quirúrgicos no es un procedimiento habitual en las cirugías de implantación; sin embargo, permite una colocación más

* Raquel Manrique Huarte. Clínica Universidad de Navarra. Pío XII, nº 36. Pamplona, 31008 Navarra. Teléfono de contacto: 948 255 400. Ext. 4658. E-mail: rmanrique@unav.es

precisa de determinados dispositivos implantables y, por tanto, una mayor eficacia del mismo.

Para monitorizar intraoperatoriamente la vía auditiva en la colocación de implantes de oído medio, disponemos de diferentes pruebas neurofisiológicas: electrococleografía (ECoG), potenciales de tronco cerebral (PEATC) y los potenciales de estado estable (PEE). Los registros obtenidos con la ECoG y los PEATC, al ser de latencia corta en principio no se alteran por la administración de anestésicos. La dificultad que pueden presentar es que el estímulo transitorio que precisan puede distorsionarse por el procesador. Respecto a los registros de los PEE, emplean un tono continuo modulado en 90 Hz; este estímulo no se altera por la administración de anestésicos y el estímulo continuo se procesa por el dispositivo implantable.

Objetivo de la técnica: mejorar el acoplamiento del dispositivo implantable en aquellos casos en los que se posiciona en la ventana redonda para lograr un mejor rendimiento auditivo.

Equipo y técnica de registro: Colletti y cols. es el grupo que inicialmente describe esta técnica. A continuación se describe brevemente la técnica que han empleado (1). Los registros intraoperatorios se realizaron con los equipos Medelec Synergy N-EP (CareFusion, San Diego, California) o el Audera AEP/CAEP (GSI, Eden Prairie, Minnesota). El implante Vibrant Soundbridge (VSB) se activaba directamente con el procesador 404 VSB conectado al sistema de registro. La ganancia del procesador se coloca a 0 y el reductor de ruido y el limitador se apagan. Las ECoG se registran empleando un electrodo de un hisopo de algodón (+) ubicado próximo a la ventana redonda y dos electrodos subdérmicos ubicados respectivamente en el trago ipsilateral (-) y en el esternón. El estímulo se realiza con clicks (11pps) desde 110 dB HL hasta el umbral de audición. Los potenciales se filtran con una banda de 3 a 3.000 Hz y se promedian varias respuestas (100 repeticiones). En la figura 48 se representa el registro obtenido con la ECoG durante el acoplamiento del transductor del implante de oído medio.

Aplicaciones clínicas

Una de las aplicaciones de estas pruebas neurofisiológicas es la cirugía de colocación del implante de oído medio VSB en ventana redonda.

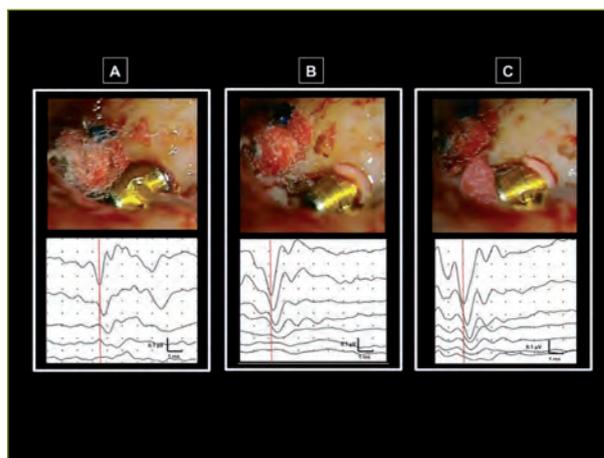


Figura 48

Los diferentes registros muestran las respuestas obtenidas en la ECoG tras ir mejorando el acoplamiento del transductor a la ventana redonda. Imagen tomada de: *Electrococleography in round window Vibrant Soundbridge implantation* (1). Cortesía del Dr Colletti.

Colletti *et al.* (2) describieron la colocación del VSB en ventana redonda. Esta alternativa está indicada en pacientes con hipoacusias mixtas que presentan una alteración en la cadena osicular. El acoplamiento del transductor en la ventana redonda en estos casos es más complejo, por lo que se propone emplear pruebas neurofisiológicas para validar la consistencia y eficacia de la respuesta. De este modo, el cirujano obtiene información intraoperatoria de cómo es el acoplamiento del transductor y le permite modificarlo, en caso necesario, para que la respuesta sea óptima. Colletti *et al.* (1) comparan la utilidad de emplear la ECoG durante la cirugía de colocación de VSB. Para ello monitorizan en 13 pacientes con un estímulo tipo click, modificando la posición en caso pertinente hasta obtener un umbral bajo, una amplitud elevada y una latencia reducida. En otro grupo control no se realiza la ECoG. Los resultados auditivos posoperatorios mediante audiometría tonal y discriminación en bisílabas a 65 dB muestran diferencias estadísticamente significativas en el grupo monitorizado frente al no monitorizado. Verhaegen *et al.* (3) proponen emplear PEEs para la monitorización. Comparan intraoperatoriamente el cambio en el umbral tras colocar el transductor en el yunque o ventana redonda y tras empaquetar la ventana redonda. Una de

las limitaciones de los PEEs es que la estimulación se realiza a través del procesador, permitiendo estímulos máximos de 55-60 dB. Los resultados preliminares no muestran diferencias.

CIRUGÍA DEL OÍDO INTERNO

Introducción

La monitorización intraoperatoria habitual durante la cirugía de colocación de implante coclear se lleva a cabo tras la implantación para confirmar el adecuado funcionamiento del implante y la presencia de respuesta neural. Sin embargo, no se emplea de forma rutinaria ninguna técnica de monitorización para modificar la inserción de la guía y poder así preservar la audición residual o poder predecir los resultados auditivos individualmente. Esta estimación se puede realizar considerando factores como la duración de la sordeza, la trayectoria de la guía de electrodos, el número de electrodos colocados en la escala vestibular y su proximidad al modiolos pueden ofrecer una aproximación sobre los futuros resultados tras la implantación.

La realización de ECoG previo a la inserción de la guía nos puede aportar información sobre los resultados postoperatorios con el implante coclear (4). Además, su uso durante la implantación nos aporta *feedback* para minimizar las maniobras traumáticas y así poder preservar la audición residual (5).

Objetivo de la técnica: establecer una correlación entre el registro de ECoG previo a la inserción y los resultados auditivos tras la implantación coclear.

Modificar la manipulación quirúrgica en base a los potenciales de acción de la ECoG para preservar la audición residual durante la implantación.

Equipo y técnica de registro: esta técnica ha sido reportada por dos grupos en la literatura (4, 5). A continuación, se describe la empleada por Fitzpatrick *et al.* (4):

“Se coloca una esponja en el CAE con una aguja monopolar (Neurosign, Magstim Co, Wales UK) a través de la cual se estimula empleando insertores etymotic ER-3. El electrodo de referencia se posiciona en la glabella y el electrodo de

registro en la mastoides contralateral. El registro es la respuesta a 500 repeticiones en tono burst, fase alternante en las frecuencias 250, 500, 750, 1.000, 2.000 y 4.000 Hz a una intensidad de 90 dB inicialmente. Una vez se observa una respuesta consistente en alguna de las frecuencias, se disminuye la intensidad del estímulo en intervalos de 5-10 dB. Este estudio lleva unos 10 minutos intraoperatoriamente.”

Aplicaciones clínicas

Una de las aplicaciones de esta técnica es testar previo a la cirugía de implante coclear los posibles resultados obtenidos tras la implantación.

Con estímulos tipo *tone burst* a 90 dB NHL presentados de forma alternante y fases de rarefacción, se obtienen respuestas consistentes entre las frecuencias 250 Hz y 1.000 Hz. La respuesta es más consistente en las frecuencias graves. Se estima que hay una correlación entre aquellos pacientes que tienen una respuesta en la ECoG, es decir, aquellos que tienen una función coclear residual y la discriminación tras la implantación coclear.

Otra de las aplicaciones es obtener registros de los potenciales de acción de la ECoG durante la cirugía para obtener un *feedback* inmediato de la traumaticidad de las maniobras quirúrgicas. Así, es posible realizar las modificaciones precisas para minimizar la traumaticidad. Al comparar los resultados auditivos de un grupo con monitorización y otro de control, constatan que el cambio en el umbral tonal medio es mayor en el grupo no monitorizado. Según observan en su estudio, Mandala *et al.* (5), los pasos quirúrgicos que más afectan a la latencia y amplitud de los potenciales de acción son las maniobras de aspiración y sangrado en la cocleostomía, la falta de irrigación durante el fresado del nicho de la ventana redonda, una incorrecta ubicación de la cocleostomía, una inserción rápida de la guía de electrodos y, por último, la colocación de fascia en torno a la ventana redonda.

CIRUGÍA DEL ÁNGULO-PONTOCEREBELOSO

Introducción

La preservación de audición en la cirugía del neurinoma es posible gracias a los avances en el diagnóstico precoz de las lesiones otoneurológicas, las mejoras en la técnica quirúrgica

y la monitorización intraoperatoria. Los PEATC en los tumores del ángulo pontocerebeloso habitualmente están afectados por la enfermedad presentando una amplitud pequeña o incluso ausente. Además, el registro empeora con la existencia de artefactos musculares. Esto obliga a obtener múltiples registros ralentizando la información que obtiene el cirujano en el momento de la manipulación y por ende ofreciendo una información insuficiente. El registro monopolar de los potenciales de acción del nervio coclear es la prueba neurofisiológica capaz de mostrar registros inmediatos con una alta sensibilidad. De este modo, permite detectar de forma fiable la lesión de estructuras auditivas periféricas y mostrar información de la función del nervio coclear y la cóclea (6).

Objetivo de la técnica: establecer una correlación entre la manipulación quirúrgica y la lesión de estructuras de la vía auditiva y en consecuencia con la pérdida de audición postoperatoria.

Equipo y técnica de registro: esta técnica fue descrita por Moller y Jannetta (7) en 1980. Actualmente es empleada por pocos grupos (7, 8, 9). A continuación se describe brevemente la técnica de registro empleada por este último grupo.

El registro monopolar del octavo par craneal se realiza empleando un electrodo de plata con aislamiento de teflón (tipo AG 7/10, Medwire Corp); este es el electrodo empleado para registrar. Se fija un algodón en el extremo no protegido de unos 2-3 mm. El electrodo se posiciona en la porción proximal del octavo par craneal o cuando los tumores son de gran tamaño e impiden el acceso al nervio auditivo, próximos a la región del núcleo coclear. El electrodo se recubre con una lentina de fibrina para estabilizarlo y aislarlo del campo quirúrgico. El electrodo de referencia es de platino y se coloca a nivel subdérmico (tipo E-2, Grass Instruments). Los potenciales registrados se filtran en una banda frecuencial de 30 a 2.500 Hz, con una amplificación de 10.000 x, 20.000 x, promediado con MK12 o MK15 y visualizados en un monitor. Cada media de potenciales registrados contiene 100-300 repeticiones y se presenta en 3-10 segundos.

El oído intervenido se estimula con un click de rarefacción a 31/segundo con un click a intensidades comprendidas entre 100 y 120 dB SPL, dependiendo de la pérdida de audición. La figura 49 representa el registro obtenido durante

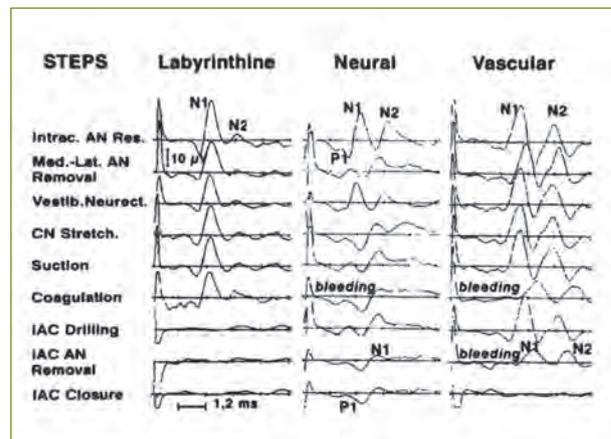


Figura 49

Potenciales del acción del nervio coclear en diferentes estadios quirúrgicos de la cirugía de resección de un neurinoma con abordaje retrosigmoideo. Donde N1 es la primera onda positiva, N2 es la segunda onda positiva y P1 la primera onda negativa. Se muestran los patrones laberíntico, neural y vascular de tres casos diferentes. Imagen tomada de: *Iatrogenic impairment of hearing during surgery for acoustic neuroma* (4). Cortesía del Dr Colletti.

una cirugía de resección de un neurinoma del acústico con un abordaje retrosigmoideo.

Aplicaciones clínicas

El empleo de la monitorización del nervio coclear favorece: una pronta identificación y mayor preservación del nervio coclear y las estructuras vasculares; una mayor preservación del oído interno, la detección precoz de la lesión coclear y/o neural.

Durante la manipulación quirúrgica del nervio coclear se pueden observar los siguientes cambios: 1) un cambio en la latencia con una leve o inexistente variación en la morfología; 2) un descenso en la amplitud del pico negativo (N1) 3) un descenso en la amplitud N2 por una lesión en la región proximal del núcleo coclear.

Estos mecanismos de lesión iatrogénica pueden provocarse por la coagulación próxima al núcleo coclear, el fresado de la pared posterior, maniobras de resección del neurinoma del acústico en el CAI...

Conclusiones

Las pruebas electrofisiológicas disponibles para la monitorización auditiva, seleccionadas adecuadamente, nos permiten obtener mejores resultados auditivos posoperatorios.

BIBLIOGRAFÍA

1. Colletti, V.; Mandala, M.; Colletti, L. Electrocochleography in round window vibrant soundbridge implantation. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 2011; 146 (4): 633-640.
2. Colletti, V.; Soli, S. D.; Carner M. Treatment of mixed hearing losses via implantation of a vibratory transducer on the round window. *Int J Audiol* 2006; 45: 600-608.
3. Verhaegen, V.; Mulder, J.; Noten, J.; Luitjen, B.; Cremers, C.; Snik, A. Intraoperative auditory steady state response measurements during vibrant soundbridge middle ear implantation in patients with mixed hearing loss: preliminary results. *Otol Neurotol* 2010; 31: 1365-1368.
4. Fitzpatrick, D.; Campbell, A.; Choudhury, B.; Dillon, M.; Forgues, M.; Buchman, C.; Adunka, O. Round window electrocochleography just before cochlear implantation: relationship to word recognition outcomes in adults. *Otology and Neurotology* 2013; 35: 64-71.
5. Mandala, M.; Colletti, L.; Tonoli, G.; Colletti, V. Electrocochleography during cochlear implantation for hearing preservation. *Otolaryngol Head and Neck Surgery* 2012; 146 (5): 774-781.
6. Colletti, V.; Fiorino, F.; Sacchetto, L. Iatrogenic impairment of hearing during surgery for acoustic neuroma. *Skull base surgery* 1996; 6 (3): 153-161.
7. Moller, A. R.; Jannetta, P. J. Compound action potentials recorded intracranially from the auditory nerve in man. *J Exp Neurol* 1981; 74: 862-874.
8. Silverstein, H.; Wazen, J.; Norrell, H. *et al.* Retrolabyrinthine vestibular neurectomy with simultaneous monitoring of eighth nerve action potentials and electrocochleography. *Am J Otol* 1984; 6: 552-555.
9. Colletti, V.; Fiorino, F. G. Vulnerability of auditory function during acoustic neuroma surgery. *Acta Otolaryngol (Stockh)* 1994; 116: 264-270.

CAPÍTULO 7

EXPLORACIÓN DEL ACÚFENO

7. EXPLORACIÓN DEL ACÚFENO

M. TERESA HEITZMANN HERNÁNDEZ*

INTRODUCCIÓN

Cuando hablamos de percepción de ruidos en los oídos o en la cabeza podemos referirnos a tres tipos de ruidos:

- **Acúfeno:** es la percepción de un sonido resultante exclusivamente de la actividad dentro del sistema nervioso, sin actividad vibratoria coclear correspondiente (Jastreboff, 1990). Por tanto sin fuente exterior que lo genere.
- **Somatosonido:** sonido, también percibido sin fuente exterior de sonido, que está producido en estructuras paraauditivas. Los más frecuentes son los vasculares (pulsátiles).
- **Acúfeno somatosensorial:** ruido que aparece tras agresión al sistema somatosensorial sin lesión del órgano auditivo periférico. Varía, en intensidad o frecuencia, con movimientos orofaciales, cefálicos o de miembros.

Un síntoma muy relacionado con un acúfeno o un somatosonido que molesta es la hiperacusia, que cuando está presente incrementa la señal del acúfeno en la vía auditiva, aumentando su percepción (1). Por la relación entre los dos síntomas, al hacer la anamnesis, se debe indagar sobre su existencia preguntando si molestan los ruidos exteriores más que a otras personas.

La hiperacusia es la hipersensibilidad a todos los ruidos exteriores que generan molestia (2, 3). Depende de las características psicoacústicas del sonido. Los ruidos que son tolerados por todos a una determinada intensidad resultan molestos cuando hay hiperacusia. Responde a una alteración a nivel coclear o/y de la vía auditiva (aumento de la ganancia). Los umbrales incómodos están elevados.

Cuando la molestia es a determinados sonidos, aunque su intensidad sea normal, hablamos de misofonía (aversión a determinados sonidos o ruidos) y fonofobia (miedo a determinados sonidos o ruidos) y depende del significado que tengan esos sonidos para esa persona. Es debido a una

activación anómala del sistema límbico con una vía auditiva normal. Los umbrales incómodos pueden ser normales, pero también los podemos encontrar alterados. Los cuestionarios (4) y la anamnesis nos ayudarán a valorar si estamos ante una hiperacusia, una misofonía o una fonofobia.

El acúfeno es un síntoma frecuente (Heller y Bergman, 1953) que no suele ser relevante, aunque sí puede resultar molesto. La molestia está producida no por su origen, sino por cómo se procesa a nivel central (5). Podemos valorar la molestia mediante cuestionarios (EVA y el Inventario de Newman y Jacobson para acúfenos) (6) y determinar las características psicoacústicas del acúfeno (7) como explicaremos más adelante.

Todos sabemos que ante un paciente con acúfenos, tenemos que conocer el estado del órgano auditivo. Para ello deben realizarse siempre una audiometría tonal liminar (ATL) con logaudiometría (un umbral de recepción verbal y una máxima discriminación es suficiente) y un timpanograma, con reflejo estapedial, si no hay hiperacusia. Cuando la localización del acúfeno sea unilateral o cefálica, encontremos asimetría auditiva en la ATL o en la verbal, será necesaria una RM de Peñascos con gadolinio para descartar patología retrococlear.

MEDICIÓN DEL ACÚFENO

En el Simposium de Ciba de 1980, recogido en *Guidelines for recommended procedures in tinnitus testing* (7), se acordó la valoración psicoacústica del acúfeno (acufenometría) midiendo cuatro parámetros: frecuencia, intensidad, nivel mínimo de enmascaramiento (NME) e inhibición residual.

Desde el punto de vista clínico, la acufenometría no tiene relevancia. Se sabe que no existe relación entre la intensidad de percepción del acúfeno y la molestia que origina (8). Acúfenos de muy baja intensidad, con frecuencia, molestan

* M. Teresa Heitzmann Hernández. Departamento de Otorrinolaringología. Clínica Universidad de Navarra (Madrid). General López Pozas, 10. 28036 Madrid. Teléfono de contacto: 91 353 19 20. E-mail: heitzmann@unav.es

más que los de intensidad alta. Es importante que este dato lo conozca el paciente, para que sepa que normalmente percibe sonidos exteriores a más intensidad sin que molesten y comprenda el papel que está jugando el sistema límbico y el sistema nervioso autónomo en su caso. Sin embargo, sí es de utilidad para que el paciente vea que se entiende su problema, y se establezca una buena relación con él sobre la que apoyar el tratamiento. Si escogemos como tratamiento la Terapia de Habitación o Tinnitus Retraining Therapy (TRT) (9), al hacer el Consejo Terapéutico, el paciente se predispone positivamente a recibir la información y a identificarse más fácilmente con la explicación que le damos, además de estar más seguro y confiado.

Equipo necesario: audiómetro de dos canales, con ruido blanco, que permita variar la intensidad en pasos de 1 dB.

TÉCNICA

Es conveniente disponer de un impreso donde señalar los resultados que vamos obteniendo. En la figura 1 se muestra un modelo. En primer lugar señalamos dónde tiene el acúfeno (oído derecho, izquierdo, bilateral, cefálico); el tipo de sonido (según lo haya descrito el paciente: pitido, zumbido, etc.); si tiene uno o varios (si tiene varios, siempre se medirá solo el más molesto) y, por último, el oído donde se va a hacer la medición. Se elige el oído de mejor audición si los acúfenos son bilaterales, o el oído contrario si es unilateral. Pretendemos obtener la frecuencia y la intensidad con la que es percibido el acúfeno por el paciente. Se hará por comparación, poniendo primero tonos puros, a continuación ruido de banda estrecha y, por último, ruido blanco, si el paciente no hubiera identificado el acúfeno, como parecido al suyo antes. La descripción que haya hecho de cómo es el acúfeno (pitido, zumbido, olla a presión...) nos orientará a ir buscando el tipo de ruido que le presentamos. Comenzamos por tonos puros continuos, presentados durante 2-3 segundos. Utilizamos para ello el método del paréntesis. Elegimos primero la frecuencia más grave (250 Hz) y posteriormente la más aguda (8.000 Hz o 12.000 Hz si lo permite el audiómetro) a una intensidad de 5-10 dB sobre el umbral de la audiometría tonal en esas frecuencias. Si el paciente no identifica ninguna, seguiremos presentando tonos: 500 Hz y 6.000 Hz, 1.000 y 4.000 Hz, y, por último, 2.000 y 3.000 Hz. Si es necesario pasaremos a ruido de banda

MEDICIÓN DEL ACÚFENO

Nombre y apellidos: _____ N° Historia: _____
 Fecha: _____ Fecha comienzo tratamiento: _____

Características: OD OI bilateral cefálico Descripción:
 uno varios (medir el más molesto)

FRECUENCIA:
 (medida con: Tono puro Banda estrecha Ruido blanco) Frecuencia: _____ Hz
 (OD) (OI) (ambos oídos) ¿se parece? 0 1 2 3 4 5

INTENSIDAD:
 Señal de comparación: _____
 en el mismo oído en oído contrario
 Umbral de la señal: _____ dB Intensidad del acúfeno: _____ dB SU

ENMASCARAMIENTO:
 (Ruido blanco) en el mismo oído en el oído contrario bilateral
 Umbral: _____ dB Nivel de enmascaramiento: _____ dB SU

INHIBICIÓN RESIDUAL:
 (un minuto a nivel de enmascaramiento + 10 dB) Tiempo de inhibición: _____

Observaciones: _____

SU: sobre umbral

Figura 1

Medición del acúfeno.

estrecha con la misma sistemática y por último ruido blanco, hasta que el paciente identifique su acúfeno.

Al presentar los dos primeros tonos, se puede preguntar al paciente cuál de los dos presentados se parece más al suyo. Si elige uno, se presentarán los siguientes pares de tonos, próximos a la frecuencia elegida. Así, por ejemplo, si al presentar 250 y 8.000 Hz el paciente refiere que se parece más a 8.000 Hz, podemos presentar el siguiente par escogiendo 2.000 y 6.000 Hz, 3.000 Hz y 4.000 Hz. Esta forma de hacerlo reduce el tiempo de la prueba. Pero lo importante es establecer una sistemática para realizarla siempre igual, permitiendo así comparar resultados.

Si el acúfeno lo refiere como pulsátil se seguirá la misma sistemática pero con tonos pulsados según la cadencia que nos indique el paciente que es más parecida al suyo.

Una vez identificada la frecuencia del acúfeno, en el mismo oído, se buscará la intensidad a la que lo percibe habitualmente. Primero se determinará el umbral al que oye el sonido elegido por el paciente como similar o parecido al suyo. A continuación se pondrá a una intensidad sobre umbral de 5-10 dB y se le pedirá al paciente que señale si lo nota como el suyo o hay que subir o bajar la intensidad. Según

nos indique, subiremos o bajaremos la intensidad en pasos de 1 dB presentados durante 2-3 segundos, hasta que nos señale que está más o menos parecido al suyo. La intensidad del acúfeno será la diferencia entre la intensidad que refiere similar a la suya y el umbral tonal obtenido para esa frecuencia; se mide en dB sobre el umbral (SU).

Instrucciones que se deben dar al paciente: vamos a tratar de buscar su acúfeno. Lo vamos a hacer por comparación con otros sonidos que le vamos a ir poniendo (se le dice el oído que hemos elegido para la prueba según lo comentado anteriormente). A veces no es fácil encontrar uno idéntico al que se tiene porque la sensación con que se percibe interiormente no es imitable por un sonido exterior. No se preocupe si no lo encontramos idéntico, con que sea parecido es suficiente. Para esto le vamos a poner unos tonos en el oído (se le indica cuál) a intensidad baja, por favor, si quiere oírlos más altos, dígalos. Detrás de cada sonido que escuche, diga si se parece o no al suyo. Una vez que hayamos encontrado un sonido parecido, buscaremos cómo lo oye de fuerte, pero primero fíjese en el tipo de sonido, si tiene o no algún parecido con el suyo.

(Una vez obtenida la frecuencia se le dirá que vamos a medir su intensidad, primero determinaremos el umbral tonal y sobre él la intensidad del acúfeno). Vamos a ponerle en el oído elegido (se le repite cuál es) este ruido que ha seleccionado como parecido al suyo, por favor, indique cuando empiece a oírlo (levante la mano o apriete la pera). A continuación le explicamos que le vamos a poner ese ruido a una intensidad, y que nos indique si se lo tenemos que aumentar o disminuir para que se iguale al que tiene.

Generalmente el acúfeno tiene poca intensidad, pero puede alcanzar hasta 25-30 dB. Si pasa de esa intensidad se debe sospechar simulación.

El nivel mínimo de enmascaramiento (NME) es la mínima intensidad de ruido (de banda estrecha o de banda ancha) a la que se enmascara el acúfeno medida en dB. Se puede usar ruido de banda estrecha, ruidos de banda ancha, como ruido rosa o ruido blanco. Si nos lo permite el audiómetro es preferible usar ruido blanco. También es mejor este tipo de ruido si en el tratamiento prevemos usar generadores de sonido (no enmascaradores) que tienen ruido blanco. Puede presentarse unilateral o bilateral pero es preferible este último porque los generadores se usan en los dos oídos aunque

el acúfeno sea unilateral. Si se hace unilateral se realizará en el oído que tiene el acúfeno (ipsilateral). Si es bilateral pondremos en cada oído por separado ruido blanco que se irá subiendo en pasos de 1 dB presentados durante 4-5 segundos. Se le pide al paciente que nos indique cuando empieza a oírlo. Una vez determinado el umbral de ruido blanco en cada oído, se pone a la vez en los dos (aunque el acúfeno sea unilateral) y se va subiendo en pasos de 1 dB cada 4-5 segundos, hasta que note que deja de oír su acúfeno porque se lo tape. La diferencia entre la intensidad del umbral tonal del ruido blanco (de banda estrecha u otros de banda ancha) y la de aquella que no le permite oírlo es la intensidad mínima de enmascaramiento en dB.

La disminución del NME se relaciona con menor percepción del acúfeno, y para algunos autores, este parámetro valora la efectividad del TRT (1).

Instrucciones que se deben dar al paciente: va a oír un ruido similar al de una ducha, primero en un oído y luego en el otro. Por favor, indíquenos (levante la mano o apriete la pera) cuando empiece a oírlo (así obtenemos el umbral de ruido blanco en cada oído). A continuación le explicamos que vamos a poner ese ruido en los dos oídos e iremos subiéndolo poco a poco. Por favor, indíquenos (levante la mano o apriete la pera) cuando nuestro ruido le tape el suyo y ya no pueda oír su acúfeno.

Inhibición residual: a continuación añadimos 10 dB al nivel mínimo de enmascaramiento en los dos oídos. Ponemos el ruido blanco a esa intensidad durante un minuto en los dos oídos. Se valora si el acúfeno desaparece (inhibición total), si disminuye de intensidad (inhibición parcial) o no hay variación (no existe inhibición) e incluso aumenta (efecto rebote), y medimos el tiempo en segundos (al menos durante un minuto) que tarda en aparecer o adquirir la misma intensidad que tenía el acúfeno al comienzo de la prueba.

Instrucciones que se deben dar al paciente: ahora le vamos a poner este ruido en los dos oídos durante un minuto, cuando se lo quitamos, díganos por favor, si nota cambios en el acúfeno: si ha variado en algo porque esté más bajo o no lo note, o esté igual que al principio de la prueba (en algunos casos pueden referir que aumenta, pero no es conveniente alertar al paciente diciéndole que le puede aumentar. Además cuando esto sucede, suele volver a la intensidad que tenía al principio en un tiempo breve).

Para valorar la existencia de hiperacusia mediremos el nivel de tolerancia mediante los umbrales incómodos.

Umbrales incómodos o de molestia: es la determinación de la intensidad de sonido que produce molestia o incomodidad (no dolor) en las distintas frecuencias. Se miden entre 250 Hz y 8.000 Hz en cada oído, partiendo de una intensidad sobre umbral que dependerá de la hiperacusia que manifieste el paciente, poniendo tonos puros pulsados durante 2-3 segundos en pasos de 5 dB (como se suelen medir los umbrales de inconfort o discomfort, para las adaptaciones protésicas). Se realizan dos veces en cada oído: generalmente mejoran en la segunda medición. Los umbrales incómodos o de molestia son los obtenidos en la segunda medición.

Instrucciones que se deben dar al paciente: vamos a ponerle unos pitidos, primero en un oído (se le dice por el oído que vamos a empezar) y luego en el otro. Se los vamos a ir subiendo de intensidad poco a poco. Por favor, indíquenos (levante la mano o apriete la pera), cuando le resulten incómodos, no dolorosos, ni cuando los note fuertes, sino molestos. No se preocupe que esta prueba no le va a ocasionar ningún daño.

Los símbolos utilizados son: **L** **J** para el oído derecho e izquierdo, respectivamente.

Se considera que existe hiperacusia si los umbrales no llegan a 100 dB. En ocasiones, la forma de la curva que obtenemos con los umbrales nos puede orientar a la existencia de fonofobia: cuando al unir los umbrales incómodos de todas las frecuencias la curva sea paralela a la de la audiometría tonal liminar. Aunque como se ha comentado anteriormente con la misofonía y fonofobia podemos encontrar umbrales incómodos normales.

Otras exploraciones que se pueden realizar son las otoemisiones acústicas con estímulo transitorio y los productos de distorsión para valorar el estado de las células ciliadas externas.

También se puede hacer audiometría de alta frecuencia, si disponemos de un audiómetro de estas características.

BIBLIOGRAFÍA

1. Jastreboff, P. J.; Hazell, J. W.; Graham, R. L. Neurophysiological model of Tinnitus: dependence of the minimal masking level on treatment outcome. *Hear Res* 1994; 80: 216-232.
2. Baguley, D. M.; McFerran, D. J. Hyperacusis and Disorders of Loudness Perception. En: Moller, A.; Langguth, B.; De Ridder, D.; Kleinjung, T. (eds.), *Textbook of Tinnitus*. Chapter 3, New York, Dordrecht, Heidelberg, London: Springer; 2011, pp. 13-23.
3. Jastreboff, P. J.; Jastreboff, M. M. Tinnitus and hyperacusis. En: Snow, J. B. Jr., Ballenger, J.J. (eds.), *Ballenger's otorhinolaryngology head and neck surgery*. 16th ed. Hamilton, Ontario, Canada: BC Decker; 2003, pp. 456-475.
4. Herráiz, C.; De los Santos, G.; Diges, I.; Díez, R.; Aparicio, J. M. Evaluación de la hiperacusia: test de hiper-sensibilidad al sonido. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2006; 57: 303-306.
5. Jastreboff, J. P.; Gray, W. C.; Gold, S. L. Neurophysiological approach to tinnitus patients. *Am J Otol* 1996; 17: 216-240.
6. Herráiz, C.; Hernández Calvín, F. J.; Plaza, G.; Tapia, M. C.; De los Santos, G. Evaluación de la incapacidad en pacientes con acúfenos. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2001; 52: 534-538.
7. Guidelines for recommended procedures in tinnitus testing. En: Exered, D.; Lawrenson, G. (eds.), *Tinnitus Ciba Foundation 85*, Appendix I. London: Pitman; 1981, pp. 303-306.
8. Baskill, J. L.; Coles R. R. A. Relationships between tinnitus loudness and severity. En: Hazell, J. (ed.), *Proceedings of the Sixth International Tinnitus Seminar*. London: The Tinnitus and Hyperacusis Centre; 1999, pp. 424-428.
9. Jastreboff, P. J.; Jastreboff, M. M. Tinnitus retraining therapy (TRT) as a method for treatment of tinnitus and hyperacusis patients. *J Am Acad Audiol* 2000; 11 (3): 156-161.

CAPÍTULO 8
SISTEMÁTICA DEL CRIBADO
DE LA AUDICIÓN EN EL NIÑO

8. SISTEMÁTICA DEL CRIBADO DE LA AUDICIÓN EN EL NIÑO

JOSÉ ZUBICARAY UGARTECHE*, FAUSTINO NÚÑEZ BATALLA
Y ANTONIO MUNICIO MARTÍN

INTRODUCCIÓN

La literatura actual señala la detección precoz universal *versus* factores de riesgo (1) de la hipoacusia como uno de los elementos fundamentales para definir el pronóstico educativo y la integración social del sordo. En España es una realidad desde hace algunos años, en estos momentos hay programas en todas las comunidades autónomas.

En las más recientes recomendaciones de la CODEPEH (2) se recoge que todos los recién nacidos han de ser cribados antes del mes de vida con el objeto de detectar precozmente la hipoacusia congénita. Esta recomendación tiene como objeto maximizar el desarrollo social, emocional y lingüístico de los niños sordos, y se ha adoptado como un cuidado estándar del recién nacido en toda España.

Hoy nadie duda de que el diagnóstico precoz de la hipoacusia infantil consigue niños y posteriormente jóvenes y adultos con lenguaje normal e integración total en la población oyente y poder usar sus mismas formas de comunicación (3). La detección debe ir seguida de una pronta intervención logopédica especializada y correcta adaptación protésica, ya que si no el esfuerzo y el gasto de la detección será inútil.

Como en toda enfermedad grave que afecte a los niños debemos dedicar una atención especial a los padres para que comprendan el problema de su hijo, su pronóstico y su tratamiento adecuado, así como el trabajo que ellos deben desarrollar para una correcta evolución del niño. Además debemos pensar en el peregrinar que deben realizar estos padres y sus hijos en toda la fase de cribado, diagnóstico y tratamiento con distintos profesionales, de tal forma que al diseñarlos intentemos disminuir la parcelación para que este proceso sea menos complicado y más eficaz y efectivo.

El interés por la detección temprana de la sordera infantil por parte de los médicos, audiólogos y profesionales de la educación data de hace más de 25 años. En 1972 el Joint

Committee on Infant Hearing (JCIH) estableció los primeros factores de riesgo de sordera y se fueron agregando nuevos factores de riesgo hasta 1994.

En 1991 se realizó en España un estudio multicéntrico que aportó los primeros datos epidemiológicos y de incidencia de la sordera infantil (4).

En 1994 el JCIH estableció la recomendación de la detección universal de la sordera neonatal para que se detectara para los tres meses de vida y se iniciara el tratamiento antes de los 6 meses de vida.

En 1995 se constituyó la Comisión para la Detección Precoz de la Hipoacusia (CODEPEH) con la colaboración de la Sociedad Española de Otorrinolaringología, la Asociación Española de Pediatría, la Confederación Española de Familias de Personas Sordas (FIAPAS) y el INSALUD.

La primera legislación que se hizo en el territorio español con la obligación de hacer detección precoz de la sordera neonatal fue en Navarra mediante la Orden Foral 170/1998, de 16 de noviembre (5).

En 2003 el Pleno del Consejo Interterritorial de Salud recomendó la implantación de programas poblacionales de Detección Precoz de la Sordera Infantil.

Haremos una puesta al día de la detección de la sordera infantil, así como de los circuitos de tratamiento y coordinación de los distintos estamentos que tratan al sordo en la edad infantil.

CRITERIOS PARA LA REALIZACIÓN DE UN CRIBADO

Definiríamos el cribado como el “examen de personas asintomáticas para distinguir las que probablemente estén

* José Zubicaray Ugarteche. Clínica San Miguel. C/ Beloso Alto, 32. Consultas Externas. 31006 Pamplona. Navarra. Teléfono de contacto: 609 432 662. E-mail: jzubic@imqnavarra.com

enfermas y las que probablemente no lo estén” (Moss *et al.*, 2006). La Organización Mundial de la Salud lo define como “la aplicación sistemática de una prueba para identificar a individuos con un riesgo suficientemente alto de sufrir un determinado problema de salud como para beneficiarse de una investigación más profunda o una acción preventiva directa, entre una población que no ha buscado atención médica por síntomas relacionados con esa enfermedad” (Wald, 2001).

La enfermedad pasa desde su génesis por distintas etapas que son definidas como, periodo prepatogénico antes de que se inicie la enfermedad, periodo subclínico en el cual ya se ha iniciado la enfermedad pero aun no somos capaces de verla y periodo clínico en el cual los signos y síntomas de la enfermedad están presentes.

De acuerdo a esta clasificación podemos hacer tres estrategias de prevención (6) (figura 1):

- Prevención primaria que es la que haríamos en el periodo prepatogénico de la enfermedad antes del inicio de esta.
- Prevención secundaria se correlacionaría con el periodo subclínico de la enfermedad antes de que tengamos signos y síntomas.
- Prevención terciaria en el periodo clínico de la enfermedad.



Figura 1
Actividades preventivas y evolución de la enfermedad.

Actualmente con la sordera no podemos intervenir en el periodo prepatogénico para evitar que se produzca la enfermedad, ya que no conocemos todas las causas de la sordera y

en algunas aunque las conozcamos es difícil hacer prevención primaria en esta etapa, aunque si hemos conseguido disminuirla con los programas de vacunas como el de la rubéola o la parotiditis entre otros, que eran una causa importante de sorderas. En la sordera infantil neonatal debemos esperar a identificar la sordera a la etapa preclínica, desde el nacimiento del niño hasta los tres meses de edad, con lo cual no podemos evitar la enfermedad pero sí sus consecuencias. Por lo tanto, los programas de cribado neonatal se enmarcan dentro de la prevención secundaria.

Antes de decidir la realización de un protocolo de detección de cualquier enfermedad tenemos que tener en cuenta una serie de conocimientos sobre cuándo debemos intervenir y qué tipos de intervención tenemos que hacer y deberíamos de hacernos una serie de preguntas como:

- ¿Cuál es el punto de irreversibilidad de una enfermedad?
- ¿Qué ganamos adelantando el diagnóstico?
- ¿De qué pruebas disponemos y cuál es mejor?
- ¿Podemos curar la enfermedad?
- ¿Podemos minimizar las consecuencias de la enfermedad?
- ¿Qué estructura necesitamos para su realización?
- ¿Qué medios necesitamos para el tratamiento integral?

Para poder contestar a estas preguntas nos podemos guiar por los criterios de Wilson y Jungner (7) (tabla I).

Tabla I

Criterios de Wilson y Junger

La enfermedad que se va a detectar debe ser grave

Debe estar bien definida y su historia natural conocida

Debe tener un tiempo de latencia detectable

Tiene que haber una prueba simple segura

La prueba debe ser aceptable por la población

Debe definir quién es enfermo

Debe tener tratamiento efectivo

Coste de detección no desproporcionado

Asegurar el cribado en el tiempo

A la hora de diseñar nuestro programa de detección precoz de la hipoacusia debemos desarrollarlo en relación a las siguientes premisas (Documento Marco sobre Cribado Poblacional. Ponencia de Cribado de la Comisión de Salud Pública. Ministerio de Sanidad y Política Social):

- a) Relativas al problema de salud
 - Debe ser un problema importante de salud, la hipoacusia neonatal tiene una prevalencia del 4,5% y del 1% superior a otras enfermedades como el hipotiroidismo.
 - La enfermedad tiene que estar bien definida y conocerse la historia natural, en la hipoacusia sabemos perfectamente qué ocurre si no se trata.
 - Debe tener un periodo de latencia detectable que sea suficiente para que sea posible la realización del proceso de cribado completo. Este periodo de latencia debe cumplirse en la mayoría de los casos de la enfermedad > 80%.
- b) Relativa a la prueba de cribado
 - La prueba debe ser simple, segura y eficiente, para el cribado neonatal disponemos de las otoemisiones acústicas y de los potenciales evocados auditivos ambas con una alta sensibilidad y especificidad próximos al 100% (9). La prueba debe ser aceptable para la población por ser cómoda y poco intrusiva.
- c) Relativas al diagnóstico de confirmación y al tratamiento
 - Evidencia científica sobre el proceso diagnóstico y el tratamiento, tiene que haber un acuerdo basado en la evidencia sobre el proceso de diagnóstico que hay que seguir en los casos con resultado de positividad en la prueba y en el tratamiento con diagnóstico definitivo.
 - Existencia de tratamiento más efectivo que si no hacemos el cribado.
- d) Relativas al programa
 - Evidencia de eficacia en la reducción del riesgo de morbilidad debe estar demostrada, basado en estudios científicos de calidad.
 - El beneficio debe superar a los riesgos potenciales.
 - Debemos tener una población diana clara, en nuestro caso todo los nacidos vivos.
 - Debe tener un coste beneficio adecuado.
 - Hay que tener un sistema adecuado de recogida de datos que nos permita analizar los ítems recogidos y evaluar su impacto en la sociedad.

- Habrá que estudiar el impacto del programa en el Servicio Nacional de la Salud y la posibilidad de que sea asumible por este.

CRITERIOS DE CALIDAD

La CODEPEH ha establecido unos criterios mínimos para que los programas de cribaje de la hipoacusia infantil universal tengan una homogeneidad y seguridad en su realización (8).

El diagnóstico precoz de la sordera no es una tarea fácil y debe ser llevado por profesionales experimentados en otorrinolaringología pediátrica, ya que no solo hay que conocer la hipoacusia infantil sino la patología ORL específica de esa edad y tener amplios conocimientos en el desarrollo del niño en sus distintas áreas, neurológicas, audiológicas, desarrollo del lenguaje, patología general específica, características anatómicas, etc. Debe tener conocimientos organizativos en programas poblacionales.

- a) En cuanto a la organización del programa:

Fase de cribado:

- Detectar todas las hipoacusias de 40 dB HL o superiores.
- Equipos automáticos de otoemisiones acústicas o potenciales evocados auditivos, según el tipo de programa elegido.
- Deben hacerse antes del alta del niño y diagnosticados para los 3 meses de edad.
- Es indispensable que cada programa tenga un responsable para toda la comunidad y que dependiendo del tamaño de esta, cada centro tenga un responsable.
- El personal que lo realice debe ser siempre el mismo y estable en su puesto de trabajo y estar debidamente formado en la técnica y en el trato con los padres dado la importancia de la información que se les debe proporcionar.
- Debe existir una base de datos en cada centro y que esta se vuelque en la base central de la comunidad en Salud Pública. Además sería esencial que a nivel del Estado español existiera una base de datos con

unos registros mínimos homogeneizados con los datos de todas las autonomías de España para el seguimiento y la implementación de estrategias a nivel nacional.

- Los programas deben ser controlados por Salud Pública desde el punto de vista organizativo y epidemiológico y evaluación de resultados.

Fase de diagnóstico:

- Debe ser realizado en una Unidad de Otorrinolaringología Pediátrica y el otorrinolaringólogo debe ser el que realice el estudio, diagnóstico y tratamiento y controlar el proceso logopédico y la adecuada adaptación audiotrófica.

Fase de intervención:

- Como en todo proceso médico de nada sirve hacer detección si no podemos intervenir. El niño es un individuo en desarrollo y debemos atender a sus diferentes necesidades desde salud, servicios sociales y educación.
- Son necesario otorrinolaringólogos con amplia experiencia en el tratamiento de la sordera infantil, logopedas, audiólogos y audioprotesistas, todos ellos con amplia experiencia en el tratamiento del niño especialmente de muy poca edad.

b) En cuanto a valores cuantitativos:

- Cobertura lo más próxima al 100%, nunca menor del 95% de los recién nacidos vivos.
- Independientemente de la técnica elegida no debe haber más de un 3% de falsos positivos y debemos aproximarse al 0% los falsos negativos.
- No deben pasar a fase diagnóstica más del 4%.

c) Control de los resultados:

- Debemos conocer nuestra tasa de detección de hipoacusias uni y bilaterales.
- Porcentajes de niños explorados.
- Índice de cobertura
- Índice de participación en cribado y diagnóstico.
- Porcentaje de niños con confirmación diagnóstica a los 3 meses.

- Porcentaje de niños que se han enviado a tratamiento antes de los 6 meses.

d) Control del programa:

Debe estar coordinado por el Servicio de Salud Pública que lleva los programas poblacionales de la comunidad y deberá:

- Debe encargarse del control estadístico de todos los indicadores.
- Además debe organizar los recorridos.
- Comprobará que se cumpla de forma adecuada todos los pasos del programa.
- Se encargará de las citaciones y de las repescas de los niños que por algún motivo no se hayan realizado en el hospital.
- Enviará informes a los pediatras de sus centros de salud
- Sellará la cartilla de salud infantil.
- Todo lo que se haya realizado debe figurar en la historia clínica del niño.

PROGRAMAS DE DETECCIÓN BASADOS EN OTOEMISIONES ACÚSTICAS

Desde que en 1978 Kemp (9) describiera las Otoemisiones Acústicas Automáticas (OEA), ha cambiado de forma significativa la comprensión del procesamiento coclear e influenciado de forma muy importante a la audiológica clínica. En la actualidad las otoemisiones acústicas son una parte estándar de la batería de pruebas audiológicas pediátricas, donde nos ayudan en la identificación y el diagnóstico de la hipoacusia y en la selección de la estrategia terapéutica adecuada. La técnica de las otoemisiones acústicas es un procedimiento no invasivo y rápido de implementar, requerimientos esenciales en la exploración pediátrica.

A) BASES FISIOLÓGICAS DE LA PRODUCCIÓN DE LAS OTOEMISIONES ACÚSTICAS

Las OEA están ligadas al normal funcionamiento de las células ciliadas externas y se cree que son un epifenómeno del proceso de amplificación coclear del sonido. Reflejan una respuesta mecánica del oído interno más que una respuesta

eléctrica, de hecho las OEA se consideran que son un fenómeno pre-neural por dos observaciones: una la de que se hallan presentes aunque el nervio auditivo se haya seccionado, y la otra es que invierten su polaridad junto con el estímulo.

Dado que la mayoría de las hipoacusias cursan con una pérdida de las células ciliadas externas, las OEA se encuentran ausentes o reducidas en las personas con pérdidas auditivas. Sin embargo, aunque la mayoría de las hipoacusias cursen con dicha pérdida de células ciliadas externas, y por tanto sean detectables por la ausencia de OEA, existen algunas etiologías de hipoacusia, como la neuropatía auditiva, que como presentan una disfunción de las vías neurales y no de la cóclea, no pueden ser detectadas mediante la prueba de otoemisiones acústicas. No obstante, en esos casos, las OEA siguen siendo útiles por cuanto ayudan a establecer la topografía de la lesión auditiva.

B) TIPOS DE OEA CON UTILIDAD CLÍNICA

Aunque las OEA pueden ser evocadas virtualmente con cualquier estímulo auditivo, en la clínica se emplean los *clicks* (referidos a las OEA evocadas transitorias o TEOAE) y dos sinusoides (productos de distorsión) para su estudio. Cuando se miden las OEA se presenta un *click* con una tasa fija de repetición en el oído. Las OEA aparecen tras cada *click* para ser sometidas a un proceso de promediado con el fin de reducir el ruido. Por lo general se presentan los *clicks* a un nivel entre 75 y 80 dB pSPL y se suele emplear un paradigma especializado de presentación del estímulo seguido de un proceso de sustracción para eliminar posibles artefactos causados por los transductores o por el oído medio. Se registran dos ondas en tándem, lo que permite determinar si está presente una OEA por el análisis de la similitud entre ambas respuestas.

Cuando se emplean las TEOAE para identificar o diagnosticar una hipoacusia, el ancho de banda de las otoemisiones en el dominio frecuencial se analiza en bandas más estrechas, de media octava. Tres criterios definen la presencia de las OEA en cada banda: el nivel absoluto, el nivel de la emisión comparado con el nivel de ruido (ratio emisión-ruido) y la reproductividad entre las dos ondas registradas en tándem.

Los productos de distorsión (DPOAE) son otro tipo de OEA con utilidad en la clínica. Para registrarlos se usan dos sinusoides (denominados primarios) que se presentan al oído

simultáneamente. El primario de menor frecuencia se denomina f_1 , y el de mayor frecuencia f_2 . Cuando los dos primarios se presentan a un oído sano, producirá unos productos de distorsión de intermodulación que están relacionados matemáticamente con las frecuencias de los primarios. El producto de distorsión en la frecuencia $2f_1-f_2$ es el que se emplea en la clínica. Una relación de frecuencia típica ($f_2:f_1$) para evocar los DPOAE es 1,22. Los niveles primarios comunes para f_2 y f_1 son 55 dB SPL y 65 dB SPL, respectivamente. Por lo general se presentan secuencialmente pares de primarios con un ratio y diferencia de nivel entre f_1 y f_2 fijos a intervalos frecuenciales que coinciden con los que se usan en las audiometrías.

C) APLICACIÓN DE LAS OTOEMISIONES ACÚSTICAS EN EL CRIBADO DE LA HIPOACUSIA

El cribado neonatal de la hipoacusia congénita puede llevarse a cabo utilizando dos tecnologías: las otoemisiones acústicas y los potenciales evocados auditivos de tronco cerebral automatizados. Ambas técnicas nos ofrecen resultados objetivos sin que se requiera una respuesta conductual, lo que es ideal para el cribado neonatal. La mayor diferencia entre ambos métodos consiste en cómo se aplican (el modo de ejecutar el cribado), la porción del sistema auditivo que se estudia y los costos del equipo y fungibles.

Las otoemisiones acústicas se llevan a cabo colocando una pequeña sonda en el conducto auditivo externo del recién nacido para estimular su oído mediante tonos suaves o *clicks*. El estímulo viaja a lo largo del conducto y cadena osicular hasta llegar a la cóclea. En este punto del oído interno, si es normal, se produce como respuesta una otoemisión acústica o “eco” que viaja en sentido retrógrado hasta el conducto auditivo. La sonda que emitió el estímulo es también la encargada de recoger la otoemisión para ser analizada por el equipo de otoemisiones. Si la respuesta es suficientemente robusta, se observa el resultado de “pasa” (*pass*) en la pantalla. Si por el contrario existe una disfunción del oído interno, o un bloqueo del oído externo o medio el resultado será un “fallo” (*refer*). Dado que las otoemisiones se generan en la cóclea, antes del octavo par, se considera que son una respuesta preneural.

Las otoemisiones acústicas (TEOAE y DPOAE) se pueden emplear como parte de la batería diagnóstica de pruebas

audiológicas infantiles o como tecnología para llevar a cabo el cribado neonatal de la hipoacusia. En el cribado de la hipoacusia, el objetivo es identificar la hipoacusia, mientras que siendo parte de la batería de pruebas audiológicas el propósito es obtener información específica que permita hacer un topodiagnóstico de la lesión y de comprobación cruzada con el resto de las pruebas.

D) PROGRAMAS DE CRIBADO BASADOS EN LAS OTOEMISIONES (FIGURA 2)

A los recién nacidos sin antecedentes de riesgo de hipoacusia retrococlear la fase de cribado auditivo puede ser realizada por las OEAT. Las OEAT, especialmente si se realizan antes de las 72 horas de edad del niño, han de repetirse al menos una vez antes de derivarlos a la fase diagnóstica (figura 1). En los programas de cribado basados en OEAT, los niños que presenten factores de riesgo de hipoacusia retrococlear han de ser sometidos a una prueba complementaria mediante PEATCa o PEATC (Potenciales Evocados Auditivos de Tronco Cerebral) diagnósticos, aunque hayan superado las otoemisiones, con el fin de evitar los falsos negativos asociados a la existencia de una neuropatía auditiva. Por la misma razón, en los neonatos cribados mediante PEATCa se debe aplicar conjuntamente las OEAT en los casos que no hayan superado la primera prueba, con el fin de documentar la existencia de una posible neuropatía auditiva.

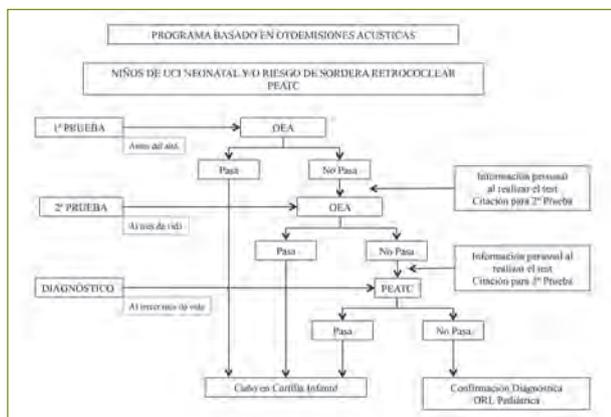


Figura 2
Programa basado en OEAs.

PROGRAMAS DE DETECCIÓN BASADOS EN POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS DE TRONCO CEREBRAL AUTOMATIZADOS (PEATC-A)

El cribado auditivo con PEATC se basa en la medida de la respuesta de la vía auditiva provocada por una estimulación acústica. Los potenciales evocados auditivos de tronco encefálico están presentes en el niño desde la semana 25 de edad gestacional y no se ven afectados por el sueño ni la sedación, pueden realizarse además en ambientes algo ruidosos y se ven menos afectados que las OEAT por la presencia de líquido en oído medio. Esta prueba, a diferencia de las otoemisiones acústicas, explora la vía auditiva hasta el tronco encefálico (mesencéfalo) por lo que puede descartar la mayor parte de las patologías retrococleares, incluida la neuropatía auditiva.

Los PEATC-Automatizados nacen para evitar en lo posible las limitaciones que presentan los Potenciales Evocados de Tronco Cerebral convencionales para ser utilizados como cribado auditivo neonatal universal y que son fundamentalmente: alto coste económico, tiempo prolongado para realizar la prueba e interpretación subjetiva solo posible por personal cualificado. El primer aparato para realizar estos PEATC-A aparece en el mercado en 1987; desde entonces se han ido simplificando y perfeccionando a la vez.

El procedimiento de cribado auditivo con PEATC-A comienza con la colocación de unos electrodos en la cabeza (frente, nuca y mastoides) y unos auriculares en los oídos del niño a estudiar (que debe estar tranquilo o dormido, ya que los movimientos pueden producir interferencias). Estos auriculares envían un estímulo sonoro en forma de *click* repetido (a 35 dB), registrándose el promedio de la respuesta neuroeléctrica del nervio auditivo y vías centrales a los 10-15 milisegundos. Posteriormente, un algoritmo matemático determina si los registros se corresponden con una respuesta auditiva normal e informa al explorador mediante un OK o PASA si esto es así o un DERIVAR o NO PASA si no lo es. Este cribado auditivo con potenciales automatizados requiere entre 4 y 15 minutos para realizar la prueba (10) (figura 3).

La mayor parte de los aparatos que realizan la prueba de PEATC-A presentan el *click* del estímulo a 35 dB HL, siendo la referencia para esto el oído adulto. Al ser el volumen del



Figura 3

Programa basado en PEATCa.

conducto auditivo externo del niño recién nacido claramente menor que el del adulto, la presión sonora será mayor y por ello podría no detectarse una pérdida leve. La mayoría de los equipos de PEATC-A determinan de forma automática la presencia o ausencia de respuesta pero los procedimientos de medición pueden variar de unos equipos a otros, ya que no están tampoco estandarizados. Unos determinan la presencia de respuesta comparando los resultados con tablas de normalidad según edad y sexo y otros valorando si la respuesta excede unos criterios preestablecidos (relación señal/ruido).

A pesar de estos detalles técnicos, tanto la sensibilidad (capacidad para detectar niños enfermos) como la especificidad (capacidad para seleccionar a los niños sanos) de la prueba son muy altas (entre el 90 y el 100%). Una gran parte de los falsos positivos existentes en muchas series tiene que ver con la maduración del tejido neuronal. En cualquier caso, tanto la sensibilidad como la especificidad son algo superiores a las de las OEA.

Un hecho que puede interferir en los resultados es la contaminación eléctrica del entorno. Es muy importante seleccionar previamente el entorno en el que se hará la prueba ya que la existencia de campos electromagnéticos o interferencias eléctricas pueden alterarla notablemente o hacer imposible su realización.

Según los datos referidos en la VI Reunión de la CODEPEH celebrada en el año 2009 en A Coruña, en nuestro país

utilizan este método de cribado con PEATC-A en una única fase las comunidades autónomas de Galicia, Cataluña, Madrid y Castilla-León. A estas se ha sumado a finales del año 2012 la Comunidad Autónoma del País Vasco.

El cribado auditivo neonatal universal con PEATC-A tiene algunas ventajas importantes pero también algunos inconvenientes si lo comparamos con el uso de las OEA. A la hora de elegir un método u otro habrá que tener en cuenta tanto los condicionantes locales como otros genéricos. Estos últimos están reflejados convenientemente en la literatura (11).

En primer lugar hay que destacar que en un procedimiento de cribado en dos o tres fases existe siempre un número no despreciable de pérdidas (niños que no acuden al siguiente paso del cribado). En el caso del País Vasco, por ejemplo, donde se hacía un cribado auditivo universal con tres fases de OEA para derivar después a una cuarta fase con PEATC a los niños que no pasasen estas tres primeras fases, esta cifra era, entre los años 2004 y 2010, de algo más del 11% entre las tres primeras fases realizadas con OEA. Evidentemente, si hacemos el cribado en una única fase con PEATC-A eliminaríamos esa pérdida de niños durante el proceso.

En cuanto al tiempo de realización de la prueba, está claro que este es mayor realizando el cribado con PEATC-A que si lo hacemos con OEA (entre 4 y 15 minutos contra 2-5 minutos con OEA). Este tiempo que se precisa para la realización de PEATC-A es, por tanto, entre dos y tres veces superior al necesario para hacerlo con OEA, lo que supone un aumento importante del coste —en forma de gastos de personal— asociado a este tipo de cribado. A este hecho hay que añadir además el mayor coste en fungibles utilizando PEATC-A, aunque estos se han ido abaratando progresivamente. Existe además un aparato que no utiliza fungibles (el MB 11 de MAICO) aunque los falsos positivos con este aparato son ligeramente superiores.

Las alteraciones del movimiento de la membrana timpánica afectan severamente al cribado con OEA, que precisa de un oído medio normal, y muy poco al realizado con PEATC-A. En un estudio de Doyle se indica que en niños con disminución de la movilidad de la membrana timpánica el porcentaje de niños con test normal varía entre el 33% si usamos OAE y el 95% utilizando PEATC-A (12).

Los falsos positivos los tres primeros días de vida del niño son mayores si utilizamos OAE que si hacemos el cribado

con PEATC-A. Probablemente también por el acúmulo de vérmix en el conducto auditivo externo.

El realizar el cribado con PEATC-A disminuye el número de falsos positivos y, por tanto, el número de niños enviados a la fase de diagnóstico. Estos niños en los cribados realizados con OEA suponen alrededor del 15%, sin embargo realizándolo con PEATC-A este índice de referencia sería del 3-4%.

El coste real es menor si hacemos el cribado auditivo con OEA que con PEATC-A, sin embargo, el coste total puede ser similar a largo plazo si consideramos que esto supone un menor número de niños enviados a la fase de diagnóstico, evitamos enviar a todos los niños con factores de riesgo a PEATC convencionales, disminuimos el número de fases del cribado y además evitamos falsos negativos en los niños con patología retrococlear.

Los PEATC son la prueba idónea para poder diagnosticar patología retrococlear como la neuropatía auditiva. En los niños con riesgo de desarrollar neuropatía auditiva incluimos aquellos niños con factores de riesgo de hipoacusia por estancia en UCI neonatal, sobre todo los que han desarrollado una hiperbilirrubinemia severa. Si desarrollamos el cribado con OEA incrementaríamos el número de falsos negativos. Debido a que la enfermedad está infradiagnosticada no conocemos la prevalencia exacta de la neuropatía auditiva pero cada vez se habla de cifras más altas. El cribado con PEATC-A sería, por tanto, el método idóneo para realizar el cribado en las Unidades Neonatales, donde ingresan la mayor parte de niños con factores de riesgo de padecer patologías retrococleares (13).

DIAGNÓSTICO, SEGUIMIENTO Y COORDINACIÓN

Como hemos visto en el momento actual podemos basar nuestro programa de cribado en las otoemisiones acústicas o en los potenciales evocados auditivos o en programas mixtos de ambas técnicas.

Independientemente de las ventajas e inconvenientes de cada uno de ellos llegamos al momento de decidir si realmente nuestro supuesto sordo lo es o no (figura 4).

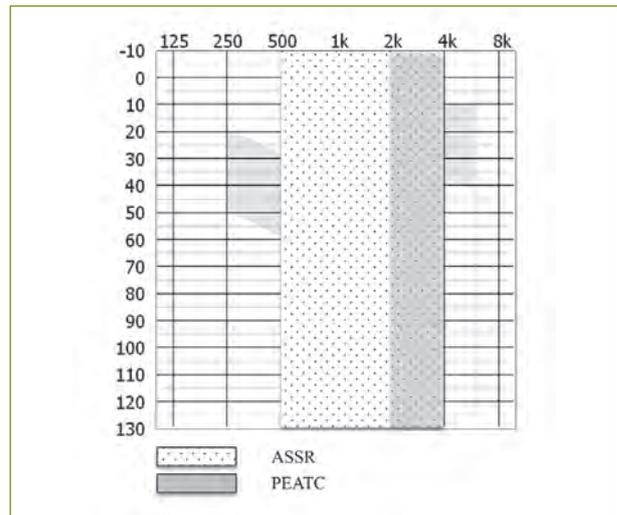


Figura 4

Frecuencias de ASRR y PEATC.

A la edad de tres meses hacemos el diagnóstico y para ello realizaremos unos Potenciales Evocados Auditivos de Tronco Cerebral (PEATC) y también podemos realizar unos Potenciales de Estado Estable (ASRR).

No son excluyentes, los Potenciales Evocados Auditivos de Tronco Cerebral nos darán una información veraz de la audición en las frecuencias de 2.000 a 4.000 Hz, pero no nos informarán del resto de las frecuencias con lo cual podemos tener muchos sesgos en la información de la audición del niño, pero nos da una información importante en cuanto a las latencias de las ondas y de los intervalos con lo cual nos ayudará a clasificar en algunos casos el origen de la sordera en transmisión, coclear y retrococlear.

Los Potenciales de Estado Estable nos van a proporcionar una información del umbral con una buena correlación con la audiometría tonal en las frecuencias de 1.024 Hz, 2.048 Hz, 4.096 Hz y con peor correlación en la frecuencia de 512 Hz, con lo cual tendremos una información más amplia de la audición del niño y junto con otras pruebas audiométricas podremos tener bastante seguridad de los umbrales auditivos del niño y poder hacer en caso de ser necesario una buena adaptación protésica.

Además debemos hacer una otoscopia con microscopio y una timpanometría con una sonda de 1.000 Hz que es la adecuada en niños menores de un año (14). Debemos hacer otoemisiones acústicas si no se han realizado con anterioridad y también será necesaria hacer una audiometría tonal adecuada a la edad del niño, observación, Suzuki, etc.

Con todo esto podemos tener una información adecuada del nivel auditivo del niño y dar una información veraz a los padres, siempre que el niño no sea prematuro, ya que en los casos de prematuridad nos podemos encontrar con sorderas de diversa intensidad incluso de sordera profunda, por la inmadurez de la vía auditiva y ver que, según van pasando los meses, el supuesto sordo se normaliza o mejora de una forma notable la audición.

En todos los diagnósticos de sordera debemos repetir los estudios audiológicos al menos a los tres meses del diagnóstico inicial de la sordera, es decir, en torno a los seis meses de edad del niño. Además en caso de encontrarnos un problema de oído medio debemos solucionarlo para tener un diagnóstico seguro, sobre todo si tenemos la sospecha de una sordera neurosensorial asociada (15).

Pero también debemos intentar saber porqué se ha originado la sordera y aquí debemos tener que decidir qué es lo que debemos hacer en ese momento y qué nos va a aportar, y si los resultados que obtengamos nos va a cambiar lo que vamos a hacer en ese momento para el tratamiento adecuado del niño. Debemos tener en cuenta que muchos de estos niños no son solo sordos sino que tienen otras patologías asociadas y que van a estar ellos y sus padres sometidos a numerosas visitas médicas y pruebas asociadas, por lo que debemos priorizar.

Sabemos que las sorderas están asociadas a otras patologías como alteraciones visuales, neurológicas y cardiológicas, por lo cual debemos hacer interconsultas con esos servicios. En relación a los estudios genéticos debemos informar a los padres lo que nos pueden aportar y valorar cómo es la situación emocional de los padres ya que en muchas ocasiones tienen sentimiento de culpabilidad y estos pueden hacer que aumenten; quizá en el momento inicial ante la sospecha de una neuropatía auditiva es importante conocer la otoferlina, pero en el resto de las ocasiones, en el momento actual, solo nos dará información científica de la sorderas

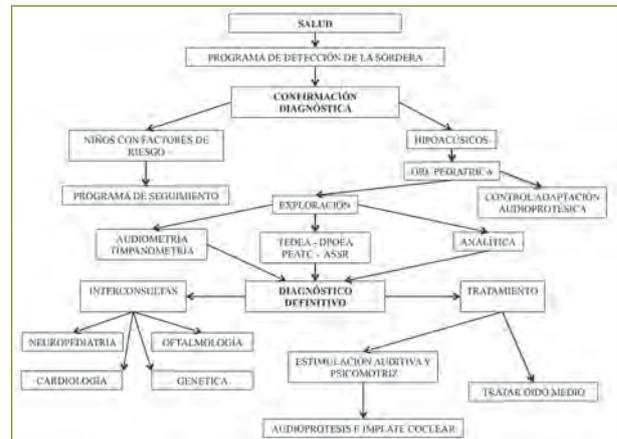


Figura 5

Organigrama de diagnóstico y tratamiento en Salud en Navarra.

y consejo genético, por lo que se pueden posponer a un momento más adecuado para los padres. En cuanto a las analíticas la más rentable es el conocimiento de una infección por citomegalovirus, ya que sería necesario su tratamiento, y debemos pedir una serología y una PCR en orina.

También hay que valorar la realización de pruebas radiológicas en el momento del diagnóstico inicial, la radiación no es gratuita y menos a esa edad y la podemos posponer al momento adecuado.

Debemos ser conscientes de que los niños están en constante maduración y que su sordera también puede variar y a esa edad no van a ser capaces de decirlo y no todos los padres son capaces de ver la correcta evolución del lenguaje del niño, por lo cual en los primeros años de vida la revisión debería ser cada tres meses para poder evaluar los problemas de oído medio asociado y el adecuado desarrollo del lenguaje y la correcta adaptación de la audioprotésis en caso necesario y realizar las pruebas precisas en caso de cualquier duda o alteración.

Una vez que tenemos el diagnóstico correcto debemos actuar y nunca más tarde de los seis meses, para ese momento debe estar iniciada la estimulación auditiva con el logopeda y realizar la adaptación audioprotésica. Aunque

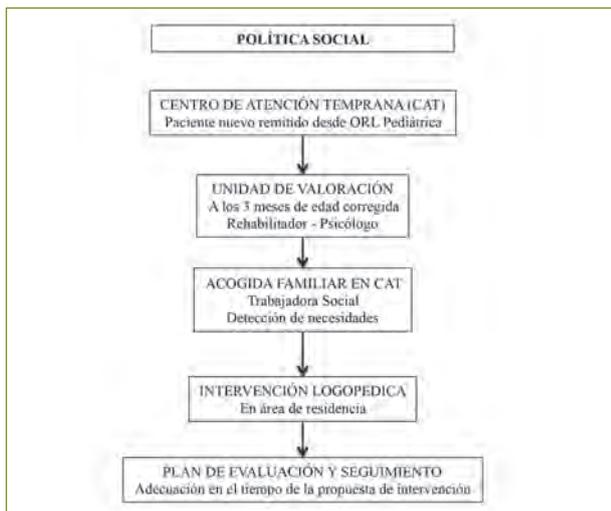


Figura 6
Organigrama de trabajo en el Departamento de Política Social. Navarra.

la intervención logopédica en Navarra la recomendamos iniciar en el momento del primer diagnóstico a los tres meses de edad, por varios motivos, cuanto antes iniciemos el condicionamiento del niño antes conseguiremos un trabajo posterior adecuado y además el trabajo del logopeda, psicólogo y médico especialista en rehabilitación, nos ayudará a una mejor identificación de la sordera y otras alteraciones del desarrollo del individuo que en bastantes casos se asocian a la hipoacusia.

Actualmente los niños acuden muy tempranamente a escuela infantil, que antes llamábamos guarderías, y en ese medio también trabajan desde antes de los 6 meses en muchos casos con los niños con hipoacusia. Estos centros también tienen psicopedagogos y logopedas que ayudan en el desarrollo y continúan el tratamiento logopédico.

En el diagnóstico de la hipoacusia neonatal intervienen numerosos profesionales que no pueden trabajar descoordinados, no se pueden hacer parcelas en las que cada profesional realice lo que le parezca mejor sin contar con el resto de los profesionales que tratan al niño. Es por esto que debe existir un sistema coordinado para el

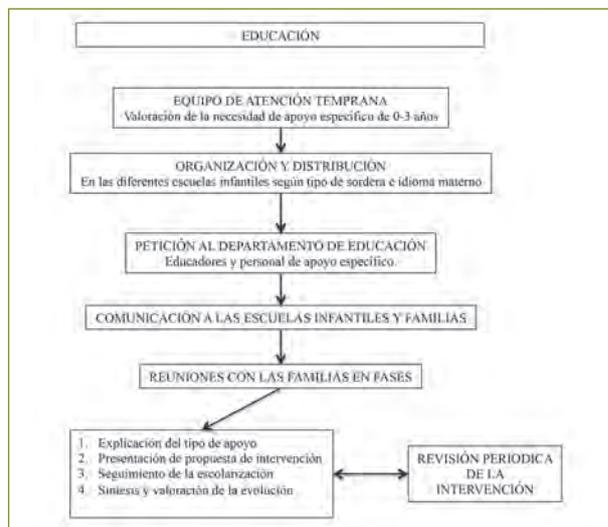


Figura 7
Organigrama de actuación en Educación en Navarra.

tratamiento del niño hipoacúsico, debe existir un circuito especial para estos niños con profesionales con una gran formación en la hipoacusia, su diagnóstico y tratamiento y además con amplios conocimientos de la patología infantil asociada y de las áreas del desarrollo cognitivo y del lenguaje del niño, así como de sus necesidades escolares y otros apoyos.

El sistema integral de detección y tratamiento interdepartamental lleva 14 años funcionando en Navarra con muy buenos resultados (figuras 6, 7, 8). Nosotros recomendamos un circuito único para los niños con hipoacusia, que se salga de las listas de espera y que integre sus áreas de diagnóstico, tratamiento y ayudas de estimulación y escolarización, por lo tanto debe implicar a Salud, Políticas Sociales y Educación. Este sistema debe tener un organismo de control a nuestro criterio el mejor es Salud Pública y un grupo de trabajo que se reúna mensualmente para hacer un análisis de la evolución de cada niño y tomar las decisiones de forma colegiada. El cribado de la sordera es un bien público y no puede hacer distinciones entre sistemas públicos y privados, debe ser un todo de obligado cumplimiento.

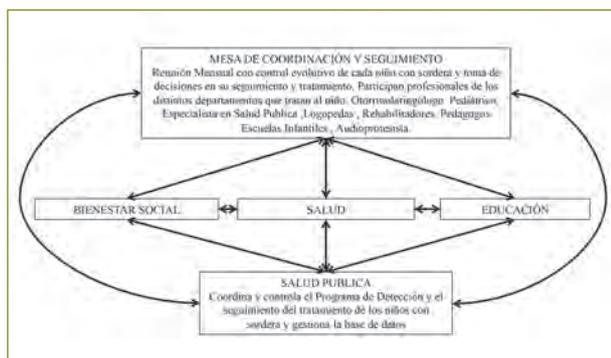


Figura 8
Organigrama integral de diagnóstico, tratamiento y seguimiento interdepartamental en Navarra.

DISCUSIÓN

Como hemos visto en los apartados anteriores el cribado, diagnóstico y tratamiento integral de la sordera infantil es un proceso muy complejo en el que interviene un número importante de profesionales.

En el consenso de 2007 del JCIH (16), se admite que para llevar a cabo el cribado neonatal de la hipoacusia es preciso emplear medidas fisiológicas tales como las Otoemisiones Acústicas Automatizadas (OEA) y los Potenciales Evocados Auditivos de Tronco Cerebral Automatizados (PEATCa). Tanto unas como otros consisten en el registro no invasivo de la actividad auditiva normal, son fácilmente efectuados en los neonatos y se han utilizado con éxito en el cribado auditivo universal (17).

Las técnicas de cribado basadas tanto en OEA, como en PEATC, pueden ser empleadas para detectar pérdidas auditivas neurosensoriales de asiento coclear (18), sin embargo, ambas tecnologías pueden alterarse por la presencia de una disfunción del oído externo o medio. Consecuentemente, los trastornos pasajeros del oído externo o medio pueden condicionar un resultado de “fallo” del test de cribado en presencia de una normal función de la cóclea o del nervio auditivo (19). Más aún, dado que las OEA se generan en la cóclea, la tecnología basada en ellas no puede ser empleada para la detección de una disfunción neural (del octavo par o del

troncoencéfalo). De esta forma, los trastornos de conducción neural o neuropatía/dis-sincronía sin una disfunción sensorial concomitante no podrán ser detectados por las OEA.

Una limitación importante de las técnicas de cribado neonatal se puso en evidencia al comprobar que algunos niños que lo pasaron desarrollaron una hipoacusia permanente más tarde. Aunque esta pérdida puede estar relacionada con una hipoacusia de desarrollo tardío, es posible que ambas técnicas de cribado (basadas en las OEA y en los PEATC) puedan dejar sin detectar algunas hipoacusias (por ejemplo, las pérdidas leves/moderadas, o en frecuencias aisladas).

Los criterios de paso o no paso de la prueba deben estar establecidos conforme a las evidencias científicas (20, 21). Las tecnologías de cribado que incorporan la detección automatizada de la respuesta son ventajosas al eliminar la subjetividad de la interpretación de la prueba y reducir los sesgos debidos al examinador, asegurando así la consistencia del test en todos los niños, las condiciones del mismo y el personal que lo lleva a cabo (22, 23). Cuando se emplea la probabilidad estadística para decidir si pasa o no la prueba, como es el caso de los aparatos automatizados de OEA y PEATC, la probabilidad de paso por mero azar aumenta conforme se realiza el cribado repetidamente (24, 25). Este principio debe ser tenido en cuenta en las pruebas de recribado.

No existen estándares para la calibración de los instrumentos de OEA o PEATC, por lo que falta un procedimiento uniforme y estándar por definir. Los fabricantes de aparatos de cribado auditivo en ocasiones no ofrecen una evidencia suficiente que sustente los criterios específicos de paso/fallo y los algoritmos automatizados que emplean en sus instrumentos (26).

Además de los casos de neuropatía auditiva, en los que si se emplea únicamente la tecnología de OEA pueden quedar sin ser detectados, existe otra limitación de las potenciales en el cribado de la hipoacusia: los casos leves. Existe un estudio (que ha puesto en evidencia que el 70% de los niños con un fallo en OEA seguido de paso en los PEATC automatizados presentan una hipoacusia leve uni o bilateral (entre 25 y 30 dB). Para solucionar este problema no parece adecuado modificar el nivel de estímulo de 35 dB a 25 dB en los PEATC automatizados, ya que aumentaría el número

de falsos positivos, sino más bien en implementar un cribado auditivo en la revisión del niño sano que realiza el pediatra de atención primaria a los 30 meses de edad.

CONCLUSIONES

Como queda expuesto es imprescindible realizar el diagnóstico precoz de la sordera en los neonatos. Independientemente de discutir qué método es el mejor, lo importante es hacer la detección y habrá que adaptarla en cada comunidad a sus necesidades propias.

Tanto las OEA como los PEATC tienen ventajas e inconvenientes. Con los potenciales podemos estudiar toda la vía y con las otoemisiones se nos escapan las neuropatías que sin ser un número importante, si no las detectamos van a tener una repercusión negativa en el niño.

Como conocemos que las neuropatías son más frecuentes en los niños que han precisado UCI neonatal, todos estos niños, en los programas basados en otoemisiones, deberían ser estudiados de forma obligatoria con potenciales evocados.

Es muy importante tener un circuito propio para la sordera infantil, las personas que hagan el cribado deben ser siempre las mismas ya que a la administración le parece que es una cosa simple y que se aprende en dos días, ya que los equipos son automáticos con lo que suelen tender a cambiarlo constantemente con personal eventual. El niño sordo no puede esperar, está en fase de maduración, y todo tiempo perdido no vuelve, y no basta con diagnosticar y poner un audífono sino que hay que hacer rehabilitación y como el niño donde hace su vida es entre su familia y el colegio ambos deben participar de una forma u otra en su tratamiento, además son importantes las asociaciones de sordos ya que dan apoyo psicológico a los padres y diferentes ayudas que solo el que padece la enfermedad es capaz de dar, porque sabe realmente qué se siente y qué necesidades se tienen. Las asociaciones nos pueden ayudar con la administración, haciendo presión en cosas que los profesionales no podemos hacer.

Además debemos ser conscientes de que muchas sorderas aparecen después del año de vida, por lo que es importante

el seguimiento permanente de los niños aunque hayan superado las pruebas de cribado en la etapa neonatal. Este seguimiento es recomendable integrarlo al Programa del Niño Sano en los Centros de Salud asegurándose, cada seis meses y hasta los tres años de edad, de que el desarrollo comunicativo y del lenguaje del niño es el adecuado. En aquellos que presenten factores de riesgo asociados a la hipoacusia se recomienda adaptar e individualizar la cronología y el número de reevaluaciones audiológicas, dependiendo del factor de riesgo.

No nos debemos olvidar que no basta con detectar y poner audífonos, hay que estimular tempranamente con el logopeda y controlarlos en su vida escolar con un buen desarrollo curricular, por lo tanto, al implementar un programa de detección debemos dejar atados todos los circuitos interdepartamentales.

BIBLIOGRAFÍA

1. Puig Reixach, M. T.; Municio, A.; Medà, M. C. Universal neonatal hearing screening versus selective screening as part of the management of childhood deafness. *Cochrane Database of Systematic Reviews* 2010, Issue 1. Art. No.: CD003731. DOI: 10.1002/14651858.CD003731.pub3.
2. Trinidad Ramos, G.; Alzina de Aguilar, V.; Jaúdenes Casaubón, C.; Núñez Batalla, F.; Sequí Canet, J. M. Recomendaciones de la Comisión para la Detección Precoz de la Hipoacusia (CODEPEH) para 2010. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2010; 61: 69-77.
3. Yoshinaga-Itano, C.; Sedey, A.; Coulter, D.; Mehl, A. Language of early-and later-identified children with hearing loss. *Pediatrics*, 1998; 102: 1161-1171.
4. Manrique, M.; Morera, C.; Moro, M. *Detección Precoz de la Hipoacusia Infantil en recién nacidos de alto riesgo. Estudio Multicéntrico*. Anales Españoles de Pediatría, Madrid Monográfico 1994.
5. Moral Aldaz, A.; Zubizaray Ugarteche, J.; Bonaut Mendía, C.; Amézqueta Goñi, C.; Pelach Pániker, R.; Layana Echezuri, E. Departamento de Salud. Navarra. Hospital Virgen del Camino. Programa de detección precoz de sorderas en el periodo neonatal. *Bol S Vasco-Navarro Pediatría* 2000; 34: 46-52.
6. Cabello López, J.; Picó Navarro, J. A. El diagnóstico precoz: conceptos y estrategias. En: *Tratado de*

- Epidemiología Clínica*. Módulo II. Conceptos específicos en Epidemiología Clínica. Alicante: Universidad de Alicante; 2000, pp. 183-195.
7. Wilson, J.; Jungner, G. *Principles and Practice of Screening for Disease*, World Health Organization, 1968.
 8. Trinidad Ramos, G.; Alzina de Aguilar, V.; Jaúdenes Casaubón, C.; Núñez Batalla, F.; Sequí Canet, J. M. Recomendaciones de la Comisión para la Detección Precoz de la Hipoacusia (CODEPEH) para 2010. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2010; 61: 69-77.
 9. Kemp, D. T. Stimulated acoustic emissions from the human auditory system. *Journal of the Acoustical Society of America*. 1978; 64: 1386-1391.
 10. Adcock, L. M.; Freysdottir, D. Screening the newborn for hearing loss. Official reprint from UpToDate. 2013 UpToDate.
 11. Johnson, J. L.; White, K. R.; Widen, J. E.; Gravel, J. S.; James, M.; Kennalley, T., *et al.* A multicenter evaluation of how many infants with permanent hearing loss pass a two-stage otoacoustic emissions/automated auditory brainstem response newborn hearing screening protocol. *Pediatrics* 2005; 116 (3): 663-672.
 12. Doyle, K. J.; Rodgers, P.; Fujikawa, S.; Newman, E. External and middle ear effects on infant hearing screening test results. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2000; 122: 477.
 13. Berg, A. L.; Spitzer, J. B.; Towers, H. M. *et al.* Newborn hearing screening in the NICU: profile of failed auditory brainstem response/passed otoacoustic emission. *Pediatrics* 2005; 116: 933.
 14. Hoffmann, A.; Deuster, D.; Rosslau, K.; Knief, A.; Am Zehnhoff-Dinnesen, A.; Schmidt, C. M. Feasibility of 1000 Hz tympanometry in infants: tympanometric trace classification and choice of probe tone in relation to age. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2013 Jul; 77 (7): 1198-203.
 15. Arruti, I.; Pelach, R.; Zubicaray, J. Hipoacusia during diagnosis and treatment. *An Sist. Sanit Navar*. 2002; 25 Suppl 2: 73-84.
 16. Year 2007 Position Statement: Principles and Guidelines for Early Hearing Detection and Intervention Programs. *Pediatrics* 2007; 120: 898-921.
 17. Vohr, B. R.; Carty, L. M.; Moore, P. E.; Letourneau, K. The Rhode Island Hearing Assessment Program: experience with statewide hearing screening (1993-1996). *J Pediatr*. 1998; 133: 353-357.
 18. Norton, S. J.; Gorga, M. P.; Widen, J. E. *et al.* Identification of neonatal hearing impairment: evaluation of transient evoked otoacoustic emission, distortion product otoacoustic emission, and auditory brain stem response test performance. *Ear Hear*. 2000; 21: 508-528.
 19. Doyle, K. J.; Burggraaff, B.; Fujikawa, S.; Kim, J.; MacArthur, C. J. Neonatal hearing screening with otoscopy, auditory brain stem response, and otoacoustic emissions. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1997; 116: 597-603.
 20. Hyde, M. L.; Davidson, M. J.; Alberti, P. W. Auditory test strategy. In: Jacobson JT, Northern JL, eds. *Diagnostic Audiology*. Austin, TX: Pro-Ed; 1991: 295-322.
 21. Gravel, J. S.; Karma, P.; Casselbrant, M. L., *et al.* Recent advances in otitis media: 7. Diagnosis and screening. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*. 2005; 194: 104-113.
 22. Eilers, R. E.; Miskiel, E.; Ozdamar, O.; Urbano, R.; Widen, J. E. Optimization of automated hearing test algorithms: simulations using an infant response model. *Ear Hear*. 1991; 12: 191-198.
 23. Herrmann, B. S.; Thornton, A. R.; Joseph, J. M. Automated infant hearing screening using the ABR: development and validation. *Am J Audiol*. 1995; 4: 6-14.
 24. Benjamini, Y.; Yekutieli, D. Quantitative trait loci analysis using the false discovery rate. *Genetics*. 2005; 171: 783-790.
 25. Hochberg, Y.; Benjamini, Y. More powerful procedures for multiple significance testing. *Stat Med*. 1990; 9: 811-818.
 26. Gravel, J. S.; Karma, P.; Casselbrant, M. L. *et al.* Recent advances in otitis media: Diagnosis and screening. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*. 2005; 194: 104-113.

CAPÍTULO 9

PRUEBAS CONDUCTUALES EN LA EXPLORACIÓN AUDIOLÓGICA EN NIÑOS

9. PRUEBAS CONDUCTUALES EN LA EXPLORACIÓN AUDIOLÓGICA EN NIÑOS

MARÍA IGNACIA PITARCH RIBAS, VICENTE ESCORIHUELA GARCÍA*
Y JAIME MARCO ALGARRA

INTRODUCCIÓN

Aunque la hipoacusia puede diagnosticarse desde los primeros días de vida, cuanto más precoz sea su tratamiento mejor serán el desarrollo del lenguaje y la integración escolar y profesional. Cuando exista sospecha de hipoacusia, se deben efectuar rápidamente pruebas conductuales, simples y fiables, que se complementarán más tarde con pruebas objetivas. En todos los casos, resulta obligatorio el estudio logopédico (1, 2). Una vez que se ha confirmado el diagnóstico, se recurre a la adaptación audioprotésica y a la rehabilitación logopédica por parte de profesionales competentes. En las hipoacusias más graves, se derivará al niño a un centro de educación precoz y se valorará el implante coclear en función de los resultados obtenidos con las prótesis auditivas.

ORIGEN DE LAS PRUEBAS AUDIOLÓGICAS CONDUCTUALES

Siempre ha existido gran preocupación por identificar las alteraciones auditivas, definir las y tratarlas cuanto antes, a fin de promover un óptimo desarrollo de habilidades de comunicación en el niño. Este capítulo adquiere especial relevancia en la actualidad, la era de la detección precoz y el implante coclear, en la que el cirujano va a basarse casi exclusivamente en un diagnóstico audiológico certero a la hora de determinar si implanta o no a un pequeño, si lo hace antes incluso del año de vida o si la adaptación audioprotésica podría ser una solución igualmente útil (3).

La audiolología siempre ha dedicado especial interés a la población pediátrica, y es lógico pensar que esta preocupación se plasmara en la adaptación al mundo infantil de algo tan fácil de realizar en un adulto como una audiometría. El interés en conocer el umbral de audición y el lugar donde radica la lesión que origina la deficiencia auditiva en la infancia, condujo al diseño de una serie de técnicas, que

apoyándose en determinadas habilidades que el niño según su edad y grado de maduración puede llevar a cabo, se las ingenian para informarnos, a veces muy ajustadamente, del grado de hipoacusia que un niño padece. Estas técnicas, que aparecen descritas por primera vez en 1944, se denominaron pruebas conductuales o behavioral tests (3, 4); actualmente las conocemos como subjetivas, ya que requieren la elaboración por parte del niño de una respuesta tras percibir el estímulo auditivo, y esta respuesta, automática o voluntaria, es observable por el examinador. Deben ser atractivas y agradables para el pequeño, ya que su dispersa atención debe ser concentrada el mayor tiempo posible para obtener respuestas más confiables (4, 5). Dos variables van a influir en la mayor o menor credibilidad de los resultados; el grado de colaboración del explorado, relajado pero a la vez alerta, y la experiencia del examinador (5, 6). Requieren paciencia y tiempo, algo que no siempre tenemos en nuestros hospitales, en los que la presión asistencial es la norma.

La llegada a la clínica de una serie de pruebas que, en contraposición a las pruebas subjetivas, nos informaban objetivamente, sin buscar la colaboración del niño y apoyándose en respuestas neurofisiológicas, dándonos unos resultados veraces sobre la audición del pequeño, supuso una auténtica revolución en el mundo de la audiolología hasta tal punto que, en muchos casos, se relegó e incluso olvidó que existían las pruebas conductuales o subjetivas (3).

Es un hecho demostrado que apoyar un diagnóstico audiológico únicamente en pruebas objetivas puede conducir a crasos errores diagnósticos, ya que pruebas objetivas y subjetivas se complementan para llegar a un diagnóstico no solo precoz sino también preciso (figura 1).

Es evidente que ha sido la llegada de la detección precoz y del implante coclear la que ha revitalizado estas técnicas subjetivas. Hay que valorar bien esas hipoacusias recién detectadas y tratarlas cuanto antes, ahora que disponemos de un arma eficaz para hacerlo mediante estas pruebas conductuales.

* Vicente Escorihuela García. C/ Campoamor 51-17. 46022 Valencia. España. Teléfono de contacto: 636 985 437. E-mail: zingaro85@hotmail.com

| TÉCNICAS OBJETIVAS ELECTROFIOLÓGICAS | TÉCNICAS SUBJETIVAS CONDUCTUALES |
|---|--|
| <ul style="list-style-type: none">• A través de un equipo que la analiza sin participación del niño• Requieren un solo explorador• Requieren sueño• Información objetiva pero parcial• Magníficas técnicas de detección y diagnóstico• En manos del ORL o neurofisiólogo• Únicas válidas con patologías asociadas | <ul style="list-style-type: none">• Valoran cambios en la conducta del niño inducidos por estímulos sonoros• Requieren dos exploradores• Requieren colaboración y estado de alerta• Información subjetiva y amplia pero sesgada• Complemento necesario para el diagnóstico• En manos del audiólogo o audioprotesista• No posibles si existen patologías asociadas que dificulten la colaboración |

Figura 1

Principales diferencias entre las técnicas objetivas y subjetivas en la exploración audiológica del niño.

REQUISITOS PARA NUESTRA VALORACIÓN AUDIOLÓGICA

TIEMPO

Para obtener una valoración fiable no debemos limitar el tiempo de observación, tanto para que el niño se adapte progresivamente a la situación de prueba, como para que el examinador descubra, poco a poco, la dinámica del niño y su forma de respuesta.

PARTICIPACIÓN DE LA FAMILIA

El tiempo dedicado a observar el comportamiento de un niño acompañado de sus padres confiere un gran valor a la audiometría infantil, ya que favorece la participación activa de la familia desde el inicio de la evaluación. Esta actitud dinámica conlleva un alivio de su angustia porque les permite compartir sus dudas, expresar su dolor y descubrir las habilidades de su hijo.

TRABAJO EN EQUIPO

La complejidad del proceso diagnóstico audiológico de un niño de corta edad hace imprescindible la puesta en común de las averiguaciones médicas, psicológicas, sociológicas, educativas y audioprotésicas. Sin esta colaboración, la audiometría infantil no es más que un trámite a cumplir.

SELECCIÓN DE CANDIDATOS

Consideraremos candidatos a aquellos niños que no hayan superado un programa de detección precoz (7). Estos niños deberían ser recién nacidos o lactantes, aunque no siempre es así. También será candidato cualquier niño en que se sospeche una hipoacusia. Y finalmente incluiremos aquellos casos en los que se requiera una valoración de la audición de un niño ya tratado, mediante audioprótesis o implante coclear (7, 8, 9).

La valoración audiológica del niño siempre debe hacerse en función de su edad, sobre todo en función de su edad madurativa. Nunca debe obviarse la valoración audiológica poniendo como excusa la edad o características del niño (10). Hoy por hoy disponemos de herramientas diagnósticas eficaces y suficientes para el estudio de la función auditiva a cualquier edad (10, 11, 12). Es evidente que ante niños con graves minusvalías psíquicas, como trastornos del desarrollo global o autismos, tendremos que recurrir a pruebas objetivas en detrimento de las subjetivas. Las plurideficiencias sensoriales generalmente requieren de audiólogos expertos. También nos apoyaremos en pruebas objetivas, pero en estos niños a veces es inimaginable el grado de colaboración que se puede llegar a obtener.

OBJETIVO DE LAS PRUEBAS

Las distintas pruebas subjetivas permiten, con la colaboración del explorado, identificar el funcionamiento de la audición, valorando la capacidad de respuesta, condicionada o no, de un niño a distintos estímulos sonoros, bien por medio de sonidos puros o complejos, y a través de estos últimos evaluar también la capacidad de comprensión del lenguaje oral. Por tanto, el objetivo de estas consiste en conocer con la máxima precisión posible los umbrales auditivos del niño

centrando nuestra atención en las frecuencias conversacionales y aportando la mayor información posible sobre los mecanismos de génesis de esa hipoacusia (13). Para ello debemos tener en cuenta tres puntos fundamentales:

CONOCER LA AUDICIÓN DEL NIÑO UTILIZANDO TRES VÍAS DE ESTIMULACIÓN

Campo libre

Fuente de sonido sin contacto físico con el niño. Permite evaluar la audición global del niño. Los sonidos llegan a los dos oídos, pero en realidad siempre obtendremos información del oído mejor. En caso de hipoacusia asimétrica, el oído peor nunca será estudiado en campo libre; sin embargo, hay que tener en cuenta que es la audición global la importante para el desarrollo armonioso del niño (11, 13). Las pruebas en campo libre se pueden usar siempre, a cualquier edad, pero sobre todo cuanto más pequeño es el niño y, por tanto, menos colaborador.

Lo mismo podemos decir del niño de cualquier edad con alteraciones del comportamiento, o de la personalidad, retrasos madurativos, neuromotrices, déficits visuales o intelectuales. Es a veces llamativa la magnífica calidad de las respuestas que nos da el campo libre y que nos permite descartar una hipoacusia importante.

Tampoco podemos olvidar que la ganancia de audición del niño con prótesis auditiva o con implante coclear se mide en campo libre.

Presenta inconvenientes, y es que aunque las respuestas sean a menudo muy fiables para todo el campo auditivo, la precisión de los umbrales es mediocre. Una hipoacusia leve puede pasar desapercibida y ser difícil de objetivar en el niño muy pequeño. Solo estudia el oído mejor, pasando inadvertida una hipoacusia unilateral. Y es evidente que no estudia los mecanismos de la hipoacusia.

Vía aérea

A través de cascos. Actualmente se pueden utilizar modelos pequeños más adaptados a las cabezas de los niños o modelos en los que el auricular se inserta en el conducto auditivo externo.

Estudia la audición de cada oído por separado. Una diferencia de 60 dB entre ambos implica la necesidad de enmascaramiento. El enmascaramiento en niños pequeños solo es posible en audiometría vocal y cuando esta pueda realizarse. En algunos textos se dice que es posible empezar a trabajar con cascos a partir de los 3 o 4 años (13); sin embargo, sería más real afirmar que en el niño entrenado a trabajar con diferentes estrategias en campo libre, desde a veces pocos meses de vida, el paso a los cascos es un escalón más que unos suben antes que otros (3).

Vía ósea

Vibrador sobre mastoides. Nos informa sobre el valor global de ambos oídos internos permitiendo el diagnóstico del mecanismo de la deficiencia auditiva. Para aislar cada oído es indispensable el enmascaramiento desde 0 dB, que en niños únicamente es fiable en la audiometría vocal. Como norma general, en niños menores de 3 años en los que el enmascaramiento no es posible ni siquiera con audiometría vocal, haremos solo una vía ósea, que nos informará de la reserva coclear global. Otras pruebas como la otoscopia o la impedanciometría nos llevarán a dilucidar si esa reserva coclear puede corresponder a uno o a ambos oídos. Con respecto a la edad de comienzo para utilizar esta vía podemos decir que a partir del año es fácil que toleren la diadema en la que va inserto el vibrador; el grado de colaboración dependerá de su entrenamiento previo en la estrategia propuesta. Si nuestro pequeño no tolera los auriculares, pasar del campo libre a la vía ósea puede ser de gran importancia clínica y muy resolutivo.

TIPOS DE ESTÍMULOS

Tanto si trabajamos en campo libre, vía aérea o vía ósea, podemos utilizar dos tipos de estímulos sonoros: tonales y vocales. Serán estímulos tonales todos aquellos sonidos puros, de banda estrecha o de banda ancha, pulsados (*wharble*) o continuos, que puede generar un audiómetro y que nos permiten, variando su frecuencia e intensidad, configurar una audiometría tonal liminar. Es importante saber que, cuando trabajamos con niños, el umbral de reacción al sonido no se ajusta siempre al umbral de audición real (3).

En el periodo perinatal hasta la edad de 2 meses solo se pueden valorar respuestas de conducta, las cuales responden a

Tabla 1

Respuestas en función de la edad madurativa, intensidad y tipo de estímulo

| | 0-6 Semanas | 6-16 Semanas | 4-6 Meses |
|--------------------|----------------|-----------------|--------------|
| Reacción al ruido | 50-70 dB | 50-60 dB | 40-50 dB |
| Tono modulado | 78+/-6 dB | 70+/-10 dB | 51+/-9 dB |
| Respuesta a la voz | 40-60 dB | 40 dB | 21+/-8 dB |

Tabla 2

Reacciones del comportamiento que se observan e intensidades a las que se obtienen normalmente

| EDAD | RESPUESTA | INTENSIDAD |
|---------------|---|------------|
| Recién nacido | Reflejo de Moro | >70 dB |
| 0-18 meses | Apertura de los ojos de par en par Fijación de la mirada Aceleración/detención de la succión Aceleración/detención de la respiración Aceleración del latido de la fontanela | <70-80 dB |
| | Se despierta Llanto Parpadeo (reflejo cocleoparpebral) Sobresalto | >70-80 dB |
| > 6 meses | Orientación de la mirada y cabeza | <70-80 dB |

la ley del todo o nada: se valoran algunos reflejos como el de Moro, con la extensión de las extremidades seguida de su flexión y recogimiento hacia el cuerpo; el reflejo cócleo-palpebral, presionando los párpados si están cerrados o cerrándolos con fuerza si están abiertos; y los reflejos de alerta o emergencia, como el llanto o la sorpresa. En general todos estos reflejos se desencadenan con estímulos supraumbrales (tabla 1). Realmente no son buenos para la detección de una hipoacusia, por su baja especificidad y sensibilidad, pero su valoración por personal experimentado en niños, en los que se ha realizado ya una prueba objetiva de detección con resultado negativo, puede ser el inicio de un estudio diagnóstico (14). Wedenberg considera que la audición de un recién nacido es normal si el reflejo cocleo-parpebral se obtiene a 100 dB y el del llanto a 70 dB (15). En nuestra experiencia, una

hipoacusia neurosensorial severa o profunda no pasaría el test de Wedenberg; sin embargo, no podríamos asegurarlo en caso de una hipoacusia leve o media (tabla 2).

Al hablar de estímulos vocales nos referimos al habla, como estímulo capaz de desencadenar una respuesta que podamos valorar. Es evidente que durante los primeros meses de vida el valor del habla como estímulo es el mismo que el del sonido, por lo que se puede equiparar a pruebas tonales más que a vocales; sin embargo, entre los 9 y los 13 meses de vida el pequeño es capaz de reconocer su nombre. El reconocimiento del nombre como propio figura entre los hitos que marcan Northern y Downs (7) que debe alcanzar un pequeño entre los 12 y 15 meses de vida. Estos hitos deben cumplirse según lo descrito siempre y cuando el niño globalmente presente una evolución normal, en audición y lenguaje (tabla 3).

Tabla 3

Hitos de Northern en el desarrollo del lenguaje (8)

DEL NACIMIENTO A LOS 3 MESES

Se sobresalta ante los ruidos fuertes
Se despierta ante sonidos
Reflejo de parpadeo o mayor apertura de los ojos ante los ruidos

DE 3 A 4 MESES

Se tranquiliza con la voz de la madre
Deja de jugar, escucha los nuevos sonidos
Busca la fuente de sonidos nuevos que no están a la vista

DE 6 A 9 MESES

Disfruta con los juguetes musicales
Arrulla y gorjea con inflexiones
Dice "mamá"

DE 12 A 15 MESES

Responde a su nombre y al "no"
Cumple pedidos simples
Cuenta con un vocabulario expresivo de 3 a 5 palabras
Imita algunos sonidos

DE 18 A 24 MESES

Conoce las partes del cuerpo
Cuenta con un vocabulario expresivo mínimo de 20 a 50 palabras
Utiliza frases de 2 palabras
Un 50% del habla es inteligible para los extraños

A LOS 36 MESES

Cuenta con un vocabulario expresivo de 500 palabras
Utiliza oraciones de 4 a 5 palabras
Un 80% del habla es inteligible para los extraños
Comprende algunos verbos

Nuestras primeras pruebas vocales tendrán como objeto encontrar los umbrales mínimos de percepción de la voz utilizando estas habilidades que el pequeño ya posee. Si preguntas como “¿dónde está tu nariz?” o “¿mamá te ha puesto zapatos?” se realizan en una cabina audiométrica bien insonorizada, donde nuestra voz llegue a través de un altavoz a intensidades conocidas, y contamos con la eficaz colaboración de la madre y de un ayudante entrenado, tenemos configurada la primera audiometría vocal que puede realizar nuestro pequeño. En el niño normoyente y colaborador, las respuestas pueden observarse por debajo de 25 dB. Siempre que trabajemos con niños una respuesta buena debe ser efusivamente celebrada, ya que esto supone una garantía para obtener la siguiente (15).

ESTRATEGIAS DE TRABAJO

Realmente al hablar de estrategias se hace referencia a lo que en cualquier texto de audiolgía infantil encontraremos descrito como pruebas subjetivas o métodos conductuales. La aclaración previa de tipos de vías de estimulación o tipos de estímulos es pertinente ya que, si bien estas pruebas subjetivas se describen siempre en campo libre, es habitual que en el niño adiestrado en una de ellas pueda pasar siguiendo la misma estrategia a utilizar la vía ósea y/o la aérea, con lo que la información que nos da la prueba se amplía enormemente. Lo mismo ocurre con los estímulos, tanto tonales como vocales, los que podrán emplearse en unas u otras estrategias.

La valoración conductual de umbrales auditivos se basa en la observación de respuestas evidentes a señales auditivas controladas. Hay dos procedimientos generales que se emplean en clínica para niños y que se diferencian por cuanto al empleo o no de condicionamiento al sonido (figura 2); cuando no existe condicionamiento, el procedimiento suele conocerse como Audiometría por Observación de la Conducta (AOC) o Behavioral Observation Audiometry (BOA), que como su nombre indica es un método pasivo. Se observan cambios conductuales de respuesta que guardan relación temporal con señales auditivas. El observador no asume una función activa de enseñanza. Cuando, por el contrario, condicionamos de alguna manera a nuestro pequeño paciente para facilitar la aparición de una respuesta a un estímulo sonoro, hablamos de pruebas con condicionamiento o refuerzo. Muchas de estas pruebas son el resultado de la transformación o modificación de otra anterior: lo

que actualmente denominamos Audiometría por Refuerzo Visual (ARV) o Visual Reinforcement Audiometry (VRA), es una variante de lo que Suzuki y Ogiba (16) denominaron Reflejo de Orientación Condicionada (ROC); la denominada audiometría de actuación se puede considerar descendiente del Peep Show de Dix y Hallpike (17); mientras que los performance test de Mc Cormick (18), se corresponden con lo que actualmente designamos audiometría lúdica o de juego.

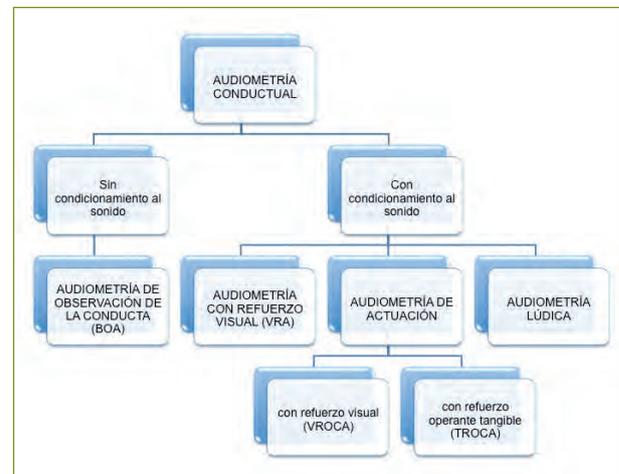


Figura 2

Clasificación los distintos tipos de pruebas conductuales más utilizados en la actualidad en la exploración audiológica del niño (14).

Describiremos detalladamente cada una de estas estrategias en el orden en que se deben ir empleando a medida que la edad de nuestro pequeño va siendo mayor.

Audiometría conductual sin condicionamiento al sonido

Es lo que conocemos como Audiometría de Observación de la Conducta (AOC) o Behavioral Observation Audiometry (BOA).

Se trata del procedimiento utilizado durante años en el cribado auditivo del recién nacido y niños. Actualmente su uso queda rescindido a los primeros 6 meses de vida y se basa en la observación de la conducta refleja subsiguiente a una estimulación acústica. Para la realización del examen es

aconsejable que el bebé se encuentre despierto y tranquilo. La sala debe ser silenciosa y hay que conocer el nivel de ruido de fondo y el estímulo acústico ha de poseer una intensidad de 15-20 dB por encima del ambiente general sonoro. La estimulación se puede realizar por medio de juguetes sonoros acústicamente tipificados (figura 3) en su intensidad y frecuencia o con audiómetros pediátricos o portátiles como los diseñados por Veit y Bizaquet (19) o por Down y Sterrit (20). Estos audiómetros están equipados con un altavoz que se sitúa aproximadamente a 4 cm del oído o bien con un auricular especial que no presiona el pabellón ni colapsa el conducto auditivo. Este dispositivo emite un ruido blanco a intensidades que oscilan entre 70-90 dB en bandas frecuenciales comprendidas entre 2.800 y 3.200 Hz (18).



Figura 3

Imagen de juguetes sonoros acústicamente tipificados en su intensidad y frecuencia.

En neonatos, y durante los dos primeros meses de vida, estas estimulaciones siempre supraumbrales deben mostrarnos respuestas reflejas, como el reflejo cocleo-palpebral, el reflejo de Moro o los reflejos de llanto o sorpresa. Los lactantes de mayor edad muestran respuestas de giro cefálico espontáneo a niveles de intensidad razonablemente bajas.

Siempre decimos que este tipo de tests tienen grandes limitaciones condicionadas tanto por la habituación del explorado, que puede dejar de mostrar interés por el estímulo sonoro,

como por el sesgo del explorador, que puede ser poco objetivo en sus observaciones o puede no saberlas interpretar. Esto explica la poca sensibilidad y especificidad que poseen estas pruebas. Ahora bien, si tenemos en cuenta que a edades tan tempranas estas observaciones son cruciales, al no disponer de otros tests subjetivos que nos den más información, debemos llevarlas a cabo de la forma más escrupulosa posible, minimizando así sus limitaciones (figura 4).

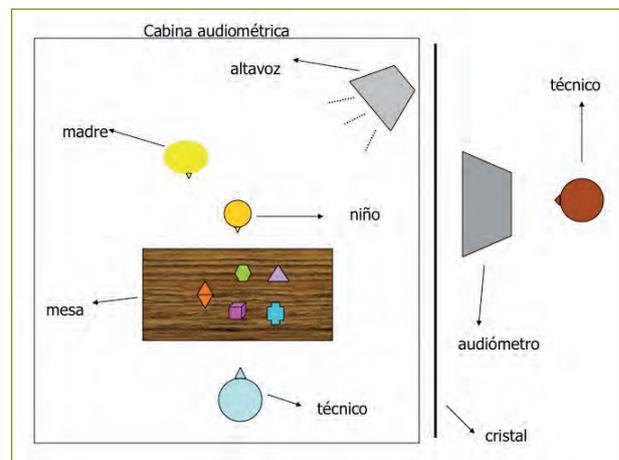


Figura 4

Esquema de audiometría por observación de la conducta.

Es evidente que estos reflejos se desencadenan también ante cualquier sonido intenso, desde la voz alta hasta cualquier ruido cotidiano inesperado. Nosotros invitamos a los padres a realizar estas observaciones en casa y que rellenen una plantilla con los resultados (21). Indudablemente es una prueba inespecífica pero muy sensible, sobre todo junto a una otoemisión acústica (OEA), de forma que la ausencia de estos reflejos asociada a un "fallo" en la otoemisión acústica indica la ineludible necesidad de un estudio audiológico con la sospecha clara de una hipoacusia. En caso contrario, es decir, la otoemisión muestra un "fallo", pero existen reflejos de alerta, observados en la clínica por nosotros y confirmados por observaciones de los padres, la emergencia del cuadro desaparece y simplemente citaremos nuevamente a nuestro paciente y mantendremos cierta vigilancia. Probablemente nos encontramos ante un falso positivo, o la OEA no se realizó en buenas condiciones, con lo que antes de

iniciar estudios audiológicos más específicos o alarmar a la familia hay que repetir la OEA, siendo posible que pase en la siguiente exploración (figura 5) (3).



Figura 5

Algoritmo de control del niño tras realizar otoemisiones acústicas (OEA) y audiometría por observación de la conducta (AOC).

Audiometría conductual con condicionamiento al sonido

En ellas se emplea un refuerzo que va a facilitarnos la observación de una respuesta al sonido. En general estas estrategias se definen por 2 parámetros: el tipo de refuerzo utilizado y el tipo de respuesta que debe ser observado antes de mostrar el refuerzo. En realidad se trata de crear una respuesta condicionada al sonido a través de un refuerzo por el que el pequeño se siente mucho más atraído. El introducir un refuerzo hace que las posibilidades de reproducir una respuesta se amplíen enormemente, y también facilita la tarea del audiólogo al encontrar de forma más sencilla la manera de identificar la respuesta. El refuerzo aumenta la sensibilidad y la especificidad de las técnicas de AOC; por ello utilizamos las técnicas con refuerzo en cuanto somos capaces de condicionar al bebé, lo que no suele suceder antes de los 5-6 meses de vida.

Audiometría de Refuerzo Visual (ARV) o Visual Reinforcement Audiometry (VRA)

La ARV es un test de respuesta condicionada al sonido bajo refuerzo visual, cuyo objetivo es mantener o reforzar la respuesta. El refuerzo visual debe ser proporcionado inmediatamente después de la presentación del estímulo acústico (estímulo acústico-respuesta-mirada).

Alrededor de los 5-6 meses, el lactante con un desarrollo normal comienza a localizar el sonido en un plano lateral. La audiometría con refuerzo visual aprovecha la tendencia

natural del lactante de girarse hacia una fuente de sonido, reforzando el giro de cabeza con un estímulo visual atractivo, habitualmente un juguete iluminado, animado o de ambos tipos. Una vez que el niño está bajo el control del estímulo, se disminuye el nivel de intensidad de la señal auditiva y se busca el nivel de respuesta mínimo del niño.

La prueba se desarrolla con el niño sentado encima de su padre o madre. El ayudante mantiene la atención visual del niño en un juguete no sonoro, con la finalidad de entretenerlo, pero nunca demasiado. El explorador, que no debe colocarse en el campo visual del niño, presenta el estímulo acústico a través del altavoz de un audiómetro. El estímulo será tonal, tonos puros pulsados o ruidos de banda, o verbal, de intensidad conocida (7, 14); en cualquier caso se trata de despertar en el pequeño una necesidad de interrumpir lo que está haciendo y girarse hacia la fuente sonora, la cual está situada en un ángulo de 45-90 ° respecto del niño. Cuando el niño gira la cabeza buscando el sonido, inmediatamente, el juguete que se encuentra al lado del altavoz, se mueve o ilumina (figura 6). Al repetir por segunda o tercera vez lo mismo, si el juguete, que es el refuerzo, es suficientemente atractivo, el niño esperará atento el sonido y se girará inmediatamente en busca de su recompensa visual. Hemos creado un condicionamiento. El uso de refuerzo visual pospone la habituación a la señal auditiva, lo que puede permitir un número suficiente de respuestas para

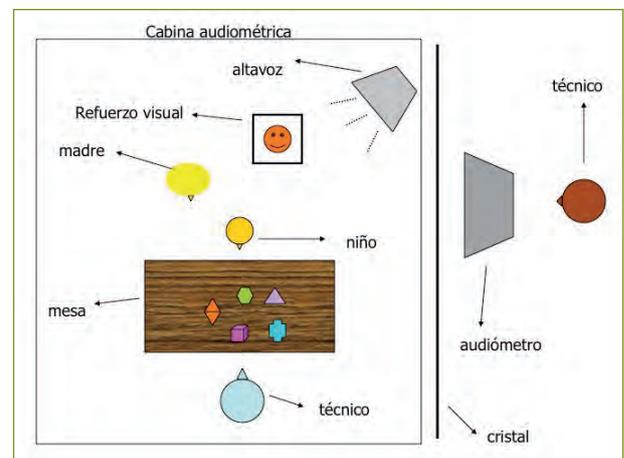


Figura 6

Esquema de audiometría por refuerzo visual.

conseguir los puntos cruciales de una audiometría. Una vez realizados dos ensayos, se inicia la prueba propiamente dicha, en la cual se seleccionan las diferentes frecuencias y se va modificando la intensidad de 10 en 10 dB hasta encontrar el umbral auditivo. Con respecto a esto, Matkin introdujo el concepto de nivel de respuesta mínimo para describir el nivel más bajo de intensidad del estímulo que provoca una respuesta conductual coherente, condicionada o no, en los niños pequeños (22). Sugirió que utilizar el término de nivel de respuesta mínimo en lugar de umbral auditivo implica que la conducta de respuesta puede mejorar al madurar el niño. Según diversos autores, en el 85-90 % de los niños testados las respuestas obtenidas son coherentes empleando esta técnica. Los niveles de respuesta que se alcanzan son 10-15 dB por debajo de los que se obtiene en adultos (5,6).

Si bien esta prueba ha sido diseñada para realizarse en campo libre, ya que el sonido estímulo surge de un altavoz, hemos observado que podemos seguir utilizando la misma estrategia de juego, porque una vez condicionado podrá seguir haciendo un movimiento de giro hacia el refuerzo visual en cuanto oiga el sonido estímulo, ya sea por vía aérea u ósea. Con el vibrador de vía ósea, obtendremos información de la reserva coclear, pero sin duda será el auricular el que nos dará información específica de cada oído por vía aérea.

La audiometría de refuerzo visual es el procedimiento clínico más utilizado en la evaluación audiométrica conductual en niños entre 5 y 24 meses, aunque sus límites de empleo pueden ampliarse hasta los 3 años de edad, ya que la maduración y el comportamiento de los niños a estas edades es muy variable (14). Cuando la realiza un audiólogo entrenado, la ARV es una técnica de evaluación poderosa. La técnica es igualmente eficaz para evaluar a niños con retrasos del desarrollo, siempre que su edad mental sea equivalente a 8-10 meses. En prematuros y grandes prematuros se debe ser muy cauto y apoyarse no en la edad real sino en la corregida (23).

Audiometría de actuación

A partir de los 18–24 meses de vida el niño pierde su interés por el refuerzo visual y el empleo de un refuerzo motor puede serle más motivador, ya que le exige un cierto grado de cooperación activa y permite la aplicación de técnicas más precisas. Por lo general, estas técnicas de actuación son útiles hasta aproximadamente los 4 años y deben considerarse un

paso intermedio entre la audiometría por refuerzo visual y la lúdica (3,15).

Dix y Hallpike en 1947 describieron el método del peep-show, también fundamentado en respuestas condicionadas (17). El niño se coloca delante de una pantalla y es instruido, mediante ensayos pretest, para que cada vez que oiga un sonido accione un pulsador. La coincidencia de ambos eventos tiene como consecuencia que un juguete electrónico o una proyección de dibujos animados se ponga en marcha durante unos instantes. Si el niño pulsa en ausencia de sonido, o a la inversa, si aparece el sonido y el niño no pulsa, la recompensa lúdica no se producirá. Hoy esta técnica es conocida como audiometría condicionante operante de refuerzo visual (VROCA). Una variante de esta técnica se basa en el empleo de una recompensa tangible, denominando a dicha variante audiometría condicionante operante de refuerzo tangible (TROCA).

La determinación de umbrales se lleva a cabo de modo similar a como se ha descrito con anterioridad. El sonido llega a través del audiómetro a los auriculares o el vibrador y, solo si estos elementos son rechazados, se utiliza el campo libre.

La audiometría de actuación resulta teóricamente atractiva, pero en la práctica clínica y en nuestra experiencia, el intervalo de edad que cubre se superpone al de la audiometría lúdica en general, con lo que sigue quedando un vacío entre los 2-3 años, que cada autor intenta cubrir de una u otra manera. A nosotros nos parecen muy adecuadas para este periodo las denominadas pruebas de colaboración, según Mc Cormick (18), o la audiometría verbal de emergencia, según Huarte (14). En uno u otro caso se trata de aprovecharnos de lo que los estímulos vocales nos puede aportar, y a estas edades la audiometría vocal es una perfecta aliada. Efectivamente nuestro pequeño puede no tener lenguaje pero ya es capaz de reconocer múltiples palabras e incluso entender pequeñas órdenes. Con ayuda de juguetes, fotos, dibujos, podemos diseñar nuestra propia audiometría vocal o bien seguir los consejos de Mc Cormick en el test de la mirada de los 4 juguetes, que a partir de los 18 meses ya podemos intentar. Es muy simple y requiere un mínimo grado de colaboración por parte del niño. Se precisan 4 ítems, con sonidos pareados similares y con los que el pequeño esté familiarizado. El test se lleva a cabo con el niño sentado sobre su mamá mirando al explorador. Los 4 juguetes están sobre la mesa entre ambos, colocados bien espaciados.

Solo debemos observar cómo la mirada del pequeño va dirigiéndose a uno u otro siguiendo nuestras instrucciones. Hay que evitar que el pequeño dirija su mirada hacia nosotros, cubriéndonos la mitad inferior de la cara. El resultado de la prueba se definirá como el umbral mínimo al que el pequeño es capaz de reconocer al menos 3 de los 4 ítems. Este sencillo test es el más simple de los test de discriminación de juguetes, idénticos a este en su técnica de realización, pero ampliando el número de juguetes y sustituyendo la mirada por un gesto de señalar por parte del pequeño. También a medida que el niño crezca sustituiremos los juguetes por imágenes que el pequeño deberá localizar (15). Tendremos configurada la primera audiometría vocal, también denominada audiometría verbal de emergencia, ya que se emplea cuando el niño no se condiciona y nuestras estrategias de refuerzo operante no logran darnos ninguna información de umbrales tonales.

Audiometría de juego o lúdica

Es útil en niños a partir de los 3 años y se continúa utilizando mientras sea eficaz. El juego es un gran motivador en los niños. Los grandes precursores de estas técnicas fueron Ewing y Ewing (4) que propusieron entrenar al niño para responder a un estímulo sonoro mientras realizaban un juego. Así, al percibir los estímulos sonoros, el niño debía realizar una acción, como insertar clavijas, apilar cubos, tirar bolas a una cesta o montar un rompecabezas (figura 7). Si el condicionamiento del niño es el adecuado, pueden obtenerse respuestas a las diferentes frecuencias e intensidades, y construir así la curva audiométrica tonal liminar. Las condiciones del examen son idénticas a una audiometría liminar en adultos: el niño se encuentra en la cabina audiométrica y recibe un estímulo sonoro a través de auriculares, vibrador óseo o en campo libre.

Como siempre que hablamos de pruebas conductuales, los límites de edad no son muy precisos. Según nuestra experiencia, cualquier niño de 4 años de edad madurativa la realizará debidamente condicionado. Por debajo de esta edad podemos encontrarnos con grados de colaboración muy distintos según la experiencia del pequeño en la realización de esta prueba. Tenemos pequeños que desde antes del año conocen nuestra cabina audiométrica, aportan a veces incluso sus propios juguetes, los mismos con los que los ha adiestrado su madre o con los que ha jugado con su logopeda. Estos niños son capaces de realizar una audiometría de juego desde antes incluso de los 2 años. Es absurdo



Figura 7

Imagen de distintos juguetes que pueden emplearse en la realización de la audiometría lúdica.

intentarlo en un pequeño de la misma edad que acude por primera vez a nuestra consulta. La experiencia por parte del explorador también es importante; no hay que dar nunca pistas visuales, se debe elogiar una buena respuesta y tranquilizar con una actitud relajada al pequeño; el cansancio o una necesidad de complacencia puede llevarles a simular respuestas (5, 6).

Audiometría tonal liminar

A partir de los 5-6 años, la colaboración de los niños suele ser buena, obteniendo resultados semejantes a los de los adultos. Hemos observado lo fácilmente que se condiciona al niño con un simple pulsador en la mano si valiéndonos de su gran fantasía convertimos nuestra cabina audiométrica en una nave espacial y a ellos en los pilotos que deben ir disparando sobre las naves enemigas que sigilosamente se acercan. Esta sencilla estrategia hace que aumente considerablemente su atención y su colaboración, y que podamos realizar audiometrías tonales con gran facilidad a partir de los 5 años de edad madurativa (3).

Las frecuencias que deben testarse en un niño son, al menos, 500, 1.000 y 2.000 Hz; si la colaboración es adecuada puede ampliarse a 250, 3.000 y 4.000 Hz. Una vez investigada la vía aérea, se procede a registrar la vía ósea siguiendo la misma técnica que en los adultos (14). A esta edad es

fácil ya hacer enmascaramientos si fuera necesario. Pero si en audiometría tonal al pequeño le cuesta seguir nuestras indicaciones o sus respuestas resultan dudosas, será la audiometría vocal la que nos saque de dudas (5, 6).

Pruebas verbales o vocales

Son aquellas pruebas a las que podemos acudir desde muy temprana edad para que nos den información que, por falta de colaboración, no obtenemos con las tonales. Su importancia radica en que nos orientan de forma aproximada sobre el umbral de recepción verbal del niño. Para esta prueba, en una cabina insonorizada, a través de auriculares o altavoces, se presenta el material hablado a viva voz o en grabación. El material acústico está constituido por listas de palabras bisilábicas pertenecientes al vocabulario habitual de niños de 6 años y fonéticamente equilibradas, como las de Cárdenas y Marrero en español (24). Cada lista de las palabras se presenta a diferentes intensidades y el niño al escucharlas las debe repetir. Se anota, en cada intensidad, el número de términos comprendidos, lo que permite construir la curva de inteligibilidad. En esta curva se definen el umbral de inteligibilidad, que es el mínimo nivel auditivo al que pueden identificarse el 50% de palabras; el porcentaje de discriminación, que es la proporción de palabras comprendidas a un nivel de intensidad situado a 35 dB por encima del umbral de inteligibilidad; y la máxima inteligibilidad,



Figura 8

Láminas de imágenes bisilábicas pertenecientes a la prueba de percepción temprana de la palabra hablada.

que está definida por la ordenada que marca el porcentaje de inteligibilidad en el punto culminante.

En aquellos niños que todavía no son capaces de colaborar para la repetición de las palabras pueden presentarse una lámina de imágenes bisilábicas pertenecientes al test de percepción temprana de la palabra hablada (9). Estas imágenes están presentes en una mesita situada delante del niño y este al escuchar una determinada, señala la imagen correspondiente (figura 8). La presentación se realiza a diferentes intensidades, y se determina la curva de inteligibilidad.

FORMA DE TRABAJO: COMBINACIÓN DE PRUEBAS OBJETIVAS Y SUBJETIVAS SEGÚN LA EDAD

Como norma, pruebas subjetivas y objetivas se combinan siempre para llegar a un diagnóstico audiológico real. Intentaremos esquematizar cuándo prevalecen unas u otras según los grupos de edad.

A este respecto, la comisión de expertos del Comité Español de Audiofonología (CEAF) editó en 2005 una guía para la valoración integral del niño con discapacidad auditiva (10). En ella quedan perfectamente enumeradas todas las posibilidades de trabajo de las que disponemos para llegar a un diagnóstico audiológico desde los 0-6 meses hasta los ocho años de vida (tabla 4).

La anamnesis cuidadosa, valorando factores de riesgo enumerados por la CODEPEH (12), y la exploración clínica forman parte de la rutina habitual de trabajo. No se trata solo de un diagnóstico audiológico, también hay que llegar a un diagnóstico clínico y etiológico; sin embargo, si queremos obtener algo de colaboración en nuestras pruebas subjetivas, debemos dejar la exploración física para el final.

Es importante conocer que existen situaciones que pueden alterar estos esquemas y que pueden crear cierto desconcierto y muchos equívocos:

- Una hipoacusia, más o menos profunda, que aparece tras un periodo de audición normal puede, por lo menos temporalmente, no alterar la voz ni el lenguaje del niño.

Tabla 4

Posibilidades de trabajo para la valoración integral del niño con discapacidad auditiva (10,12).

| | PRUEBAS OBJETIVAS | PRUEBAS SUBJETIVAS |
|------------------|---|---|
| 0-6 meses | PEA Tronco Cerebral <hr/> PEA Estado Estable | AOC: –Reflejo cócleo-palpebral –Reflejo de Moro –Reflejo de llanto o sorpresa –Movimientos de giro cefálico (>3meses) |
| 6-18 meses | Verificación de OEA (la modalidad de productos de distorsión resulta más completa en esta fase de diagnóstico) <hr/> PEATC de estímulo transitorio <hr/> PEA Estado Estable | Valoración de los hitos de Northern según edad madurativa en audición y lenguaje <hr/> AOC <hr/> ARV (>9meses) |
| 18 meses –3 años | Válidas y en muchos casos necesarias cuando la colaboración es imposible | Pruebas tonales: –ARV –VROCA / TROCA <hr/> Pruebas vocales: –de discriminación (visual o señalando) –de colaboración |
| 3-5 años | Sólo valor confirmatorio | Audiometría Lúdica <hr/> Audiometría Vocal |
| >5 años | | Audiometría Tonal Liminar <hr/> Audiometría Vocal |

PEA: Potenciales Evocados Auditivos

OEA: Otoemisiones Acústicas

AOC: Audiometría por Observación de la Conducta

ARV: Audiometría por Refuerzo Visual

VROCA: Audiometría Condicionante Operante de Refuerzo Visual

TROCA: Audiometría Condicionante Operante de Refuerzo Tangible

- Una hipoacusia lentamente progresiva puede ser compatible con una magnífica lectura labial espontáneamente desarrollada, de forma que su comprensión, pese al agravamiento de su hipoacusia, sea magnífica.
- Una otitis media serosa, agravando una sordera preexistente, puede ser el inicio del diagnóstico de esta.
- Por el contrario, buenos restos auditivos en frecuencias graves o agudas pueden, durante mucho tiempo, dar una falsa impresión de normalidad.

CONCLUSIÓN

A lo largo de este capítulo se ha intentado resumir las técnicas de las que actualmente disponemos para la valoración

de la audición en el niño. Englobadas todas bajo el epígrafe de subjetivas, se trata de técnicas un tanto artesanales, siendo muy probable que pasen a ser historia en cuanto los avances en la tecnología aporten otras, objetivas, que nos den información fidedigna de umbrales de audición a lo largo del campo frecuencial que gira en torno a la voz. Mientras tanto son un complemento fundamental para establecer un diagnóstico de hipoacusia y, sobre todo, para enfocar el tratamiento dentro de unas edades críticas en las que debemos actuar con rapidez y eficacia.

Esta breve exposición pone de relieve el sentido humano de la audiolgía, sobre todo, cuando se dedica a personas de corta edad o poco colaboradoras.

BIBLIOGRAFÍA

1. Lina-Granade, G.; Truy, E. *Enciclopedia Médico-Quirúrgica Otorrinolaringología*. París: Elsevier; 2005, pp. 1-9.
2. Alzina, V. Detección precoz de la hipoacusia en el recién nacido. *A Pediatr* 2005; 63: 193-198.
3. Pitarch, M. I.; Huarte, A.; Latorre, E.; Platero, A.; Marco, J. *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello* (tomo II). 2ª ed. Madrid: Panamericana; 2008, pp. 1167-1178.
4. Ewing, I. R.; Ewing, A. W. The ascertainment of deafness in infancy and early childhood. *J Laryngol Otol* 1944; 59: 309-338.
5. Portmann, C.; Delaroche, M. L'audiométrie infantile: la stratégie bordelaise. *Rev Laryngol Otol Rhinol* 1999; 112: 27-31.
6. Portmann, M.; Portmann, C. *Précis d'audiométrie clinique*. París: Masson; 1993.
7. Northern, J. L.; Downs, M. P. *La audición en niños*. Barcelona: Salvat; 1981, p. 408.
8. Northern, J.; Downs, M. *Hearing in Children*. Baltimore: Williams and Wilkins; 1991, p. 342.
9. Huarte, A.; Molina, M.; Manrique, M.; Olleta, I.; García Tapia, R. Protocolo para la valoración de la audición y el lenguaje en lengua española en un programa de implantes cocleares. *Acta Otorrinolaringol Esp* 1996; 47 Supl 1.
10. Comité Español de Audiofonología. (CEAF). *Guía para la valoración integral del niño con discapacidad auditiva*. Ministerio de Trabajo y Asuntos sociales. Madrid, 2005.
11. Trinidad, G.; Alzina de Aguilar, V.; Jaudenes, C. *et al*. Recomendaciones de la Comisión para la Detección Precoz de la Hipoacusia (CODEPEH) para 2010. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2010; 61: 69-77.
12. Comisión para la Detección Precoz de la Hipoacusia en Recién Nacidos (CODEPEH). Protocolo para la detección precoz de la hipoacusia en recién nacidos con factores de riesgo. Boletín de la SEORL, 1996.
13. Rivera, T. *Audiología. Técnicas de exploración. Hipoacusias neurosensoriales*. Barcelona: Medicina STM Editores; 2003, pp. 43-51.
14. Huarte, A.; Artieda, J.; Pérez, N. *Implantes cocleares*. Barcelona: Masson; 2002, pp. 105-126.
15. Wedenberg, E. Auditory training of severely hard of hearing pre-school children. *Acta Otolaryngol*, 1954; 43: 35-47.
16. Suzuki, T.; Ogiba, Y. Conditioned orientation reflex audiometry. *Arch Otolaryngol*, 1961; 74: 192-198.
17. Dix, M.; Hallpike, C. The peep-show: a new technique for pure tone audiometry in young children. *Br Med J*, 1947; 24: 719-722.
18. McCormick, B. Practical aspects of paediatric audiology 0-5 years. Whurr Pb. Londres: Whurr Pb; 1998, p. 354.
19. Veit, P.; Bizaguet, G. La prothese auditive. *Perspect Pschiatr*, 1975; 45: 106-115.
20. Downs, M. P.; Sterrit, G. M. Identification audiometry for neonates. A preliminary report. *J Audiol Res*, 1964; 4: 69-80.
21. Thompson, M. D, Thompson, G. Early identification of hearing loss: listen to parents. *Clin Pediatr* 1991; 30: 77-80.
22. Matkin, N. *Childhood deafness*. New York: Grune y Straton; 1977, pp. 127-134.
23. Johnson, K. C. *Diagnóstico y tratamiento de la hipoacusia en lactantes y niños pequeños*. Madrid: MacGraw Hill Interamericana; 2003, pp. 673-694.
24. Cardenas, M. R.; Marrero, V. *Cuadernos de logaudiometría*. Madrid: UNED; 1994, p. 28.

CAPÍTULO 10
SISTEMÁTICA DE LA
EXPLORACIÓN AUDITIVA
EN EL ADULTO

10. SISTEMÁTICA DE LA EXPLORACIÓN AUDITIVA EN EL ADULTO

IGNACIO PLA GIL*, ANTONIO MORANT VENTURA
Y JAIME MARCO ALGARRA

INTRODUCCIÓN

La hipoacusia es la disminución de la percepción auditiva y se define como un umbral auditivo (promedio de tonos puros a 0,5; 1, 2 y 4 kHz) de 20 dB o más (1). La Organización Mundial de la Salud define como debilidad auditiva incapacitante un umbral auditivo permanente del mejor oído de 41 dB o mayor (2). Se estima que uno de cada 5 adultos tiene un problema auditivo bilateral que afecta su audición y comunicación. Existe una serie de clasificaciones que difieren entre ellas dependiendo del criterio usado, haciendo referencia al grado de severidad, al tiempo de evolución, en relación con la adquisición del lenguaje, de acuerdo con la etiología o con respecto al lugar donde asienta la lesión. Estas son clasificaciones estáticas, por lo que para realizar una correcta exploración auditiva y llegar a un diagnóstico certero, debemos conjugar la información que estas nos proporcionan.

En este capítulo, nos centramos en el proceso de exploración auditiva en el adulto describiendo la sistemática a seguir desde el punto de vista del otorrinolaringólogo. Esto no permite hacer una lista exhaustiva de toda la batería de pruebas que disponemos, sino proponer una aproximación lógica a las causas más frecuentes y su mecanismo diagnóstico. Por este motivo, partimos de un tronco común a todo sujeto explorado que debería incluir una historia clínica dirigida, una exploración física fundamentada en la otoscopia y pruebas básicas audiológicas, como son la acimetría y audiometría tonal liminar. Todo esto nos permitirá cuantificar y cualificar la hipoacusia, haciendo posible definir el tipo de lesión y orientar el diagnóstico. No obstante, existen ciertas situaciones en las que se debe complementar el estudio con otras exploraciones diagnósticas objetivas como son la impedanciometría, pruebas de laboratorio, estudios radiológicos y electrofisiológicos, con el fin de confirmar o excluir una posible etiología subyacente. Estas deben ser efectuadas siguiendo una secuencia y criterios bien definidos con el fin de optimizar su eficiencia.

SISTEMÁTICA DE LA EXPLORACIÓN AUDITIVA

ANAMNESIS

Una historia clínica dirigida es el punto de partida, como en cualquier proceso diagnóstico, fundamental para obtener una gran cantidad de información para elaborar un diagnóstico inicial que nos permitirá orientar la exploración y la indicación de pruebas complementarias posteriores.

El primer aspecto que debe analizarse es la descripción de la hipoacusia, atendiendo al momento de aparición, tiempo de evolución (años, meses, horas...), modo de presentación (brusca, progresiva, fluctuante), si es unilateral o bilateral, así como su intensidad subjetiva atendiendo a criterios de inteligibilidad.

Es necesario buscar relaciones con otras circunstancias que pueden asociarse con la presencia de hipoacusia, como puede ser la administración de medicamentos ototóxicos, embarazo, exposición a ruidos, enfermedades autoinmunes, neurológicas, endocrinológicas o metabólicas. Se deben investigar los antecedentes familiares de los pacientes con hipoacusia puesto que existen enfermedades, como la otosclerosis, y determinadas hipoacusias neurosensoriales con un importante componente hereditario.

Una vez descrita la hipoacusia y preguntado sobre posibles antecedentes, es importante conocer su asociación con otros síntomas otológicos, audiológicos y vestibulares, que enumeramos a continuación y que pueden orientarnos hacia una determinada enfermedad: otalgia, otorrea (típico de otitis medias), autofonía (disfunciones tubáricas), vértigos, presión ótica, acúfenos (Enfermedad de Ménière), paracusias de Willis o de Weber (típico de la otosclerosis), el aumento de sensibilidad ante sonidos de intensidad elevada que evoca el fenómeno de reclutamiento que suele acompañar a la presbiacusia.

* Ignacio Pla Gil. Plaza El Pla nº 11-9º, Burriana, 12530 Castellón. Teléfono de contacto: 649 271 071. E-mail: pla_gil@hotmail.com

Finalmente, no hay que olvidar preguntar si existe insuficiencia respiratoria nasal, ya que puede existir una relación entre esta y una disfunción de la trompa de Eustaquio que produzca alteraciones otológicas.

EXPLORACIÓN FÍSICA

Una correcta anamnesis proporcionará las directrices para una buena exploración física, que debe reunir un examen otorrinolaringológico completo y otoneurológico básico. El estándar exploratorio es la realización de la otoscopia, que permitirá visualizar si existe alguna alteración obstructiva o funcional que pueda provocar hipoacusia. Básicamente, la realizamos de dos formas, la más comúnmente realizada es la otoscopia simple con otoscopio portátil, de uso extendido y sencillo pero que requiere de cierta destreza, y la otomicroscopia o otoendoscopia, que se realizan en el ámbito de la atención especializada y proporcionan una visión magnificada de las estructuras a estudio. Otro tipo de otoscopia sería neumática (espéculo neumático de Siegle), que tiene como objetivo estudiar la movilidad de la membrana timpánica, aunque no goza de mucha difusión. En general, la otoscopia, independientemente del tipo, nos va a permitir obtener información sobre el estado del oído externo, observando las condiciones y permeabilidad del conducto auricular externo y del oído medio, evidenciando las características comunes de la membrana timpánica como su integridad, translucidez, reflejo luminoso, relieves de huesecillos, *anulus, pars tensa* y *flácida*. También es posible valorar la permeabilidad tubárica, al ver el movimiento de la membrana timpánica (abombamiento) al realizar la maniobra de Valsalva.

La exploración física se completará con el examen de la orofaringe y de las fosas nasales, tomando especial atención al cávum. En las situaciones en las que se sospeche alteración en la función tubárica será necesaria la exploración de esta región, sobre todo, en casos de otitis medias seromucosas unilaterales.

PRUEBAS COMPLEMENTARIAS

ACUMETRÍA

La acumetría agrupa una serie de pruebas realizadas con diapasones que permiten un diagnóstico cualitativo de la hipoacusia. Existen numerosas pruebas, pero las exploraciones

más útiles en la práctica clínica son la prueba de Rinne y la de Weber. Hoy en día, pese a los avances tecnológicos, se siguen utilizando debido a la rapidez exploratoria, su fácil transporte y la sencillez, para el paciente, de responder a las preguntas ya que está cara a cara con el explorador.

La prueba de Rinne es monoaural y consiste en comparar la audición por vía ósea (diapasón en la mastoides) con la audición por vía aérea (diapasón frente al conducto auditivo externo). Si el paciente percibe mejor el diapasón en la mastoides, orientará hacia una hipoacusia de transmisión y se anotará como Rinne negativo. El Rinne positivo indica que el paciente oye mejor el diapasón por vía aérea, situación propia de la hipoacusia neurosensorial o de la audición normal.

La prueba de Weber es binaural y es complementaria a la de Rinne. Consiste en aplicar el diapasón en la línea media (en la frente o en los incisivos) comparando la vía ósea de los dos oídos. En este caso, las situaciones posibles son: en una hipoacusia unilateral de transmisión, lateraliza al oído enfermo, debido a que en el oído sano el ruido ambiente percibido por vía aérea enmascara el percibido por vía ósea. En una hipoacusia unilateral de percepción, lateraliza al sano, debido a que el sonido es percibido por el oído con mejor audición por vía ósea. Si es una hipoacusia bilateral y simétrica, al igual que en una persona con audición normal, no se lateraliza, se percibe centrado denominándose resultado indiferente.

Existen otras pruebas con diapasones como la prueba de Schwabach que compara la vía ósea del paciente con la del explorador, acortada en hipoacusias perceptivas y alargada en las de transmisión. La prueba de Gellé, apoyando el diapasón sobre la mastoides, será positiva o normal si al crecer la presión del conducto auditivo externo con una pera de Politzer, disminuye la percepción del sonido. Esto ocurre porque se produce un aumento de la rigidez de la cadena. Si no decrece, será negativa o patológica, típico de la otosclerosis (3).

Las pruebas acumétricas no permiten realizar un diagnóstico pero son muy orientativas y deben ser congruentes con la audiometría tonal.

AUDIOMETRÍA TONAL

La audiometría tonal se trata de una exploración subjetiva y es el estándar audiológico para evaluar la hipoacusia,

aportando datos cualitativos y cuantificándola. Se investigan los umbrales mínimos de audición para la vía aérea y para la vía ósea, adoptando criterios e indicaciones básicas del enmascaramiento, cuando sean necesarias.

Una forma sistematizada de realizar esta prueba sería enviar un tono de frecuencia media (1.000 Hz) a una intensidad moderada que el sujeto pueda percibir, por ejemplo, 40 dB para una audición normal. Si la hipoacusia es moderada comenzaríamos por 70 dB, incrementando la intensidad en aquellos casos más graves. Una vez presentado el primer tono, se disminuirá de 10 en 10 dB hasta que deje de haber respuesta por parte del explorado. Se incrementa entonces de 5 en 5 dB, hasta que perciba de nuevo el estímulo acústico y reaccione (accionando el pulsador), se admite como respuesta válida la percepción de al menos el 50% de los tonos emitidos. La representación gráfica de la audiometría es el audiograma donde se representan los umbrales en cada oído por ambas vías, en el eje vertical se representan las intensidades (dB) y en el eje horizontal las frecuencias (Hz). Las frecuencias que deben ser testadas son 250, 500, 1.000, 2.000, 4.000 y 8.000 Hz (4, 5). Realizada la audiometría se puede dar un diagnóstico audiológico cuantitativo y cualitativo inicial. De esta manera, siguiendo los criterios de la BIAP (Bureau international d'Audiophonologie) que clasifica las deficiencias auditivas según su pérdida tonal media hablaremos de normoacusia o audiometría normal, cuando los umbrales en todas las frecuencias no superan los 20 decibelios. Con umbrales entre 21 y 40 decibelios hablamos de hipoacusia leve, entre 41 y 70 decibelios hipoacusia moderada, entre 71 y 90 decibelios hipoacusia severa, desde 91 decibelios hasta 120 hipoacusia profunda y, por último, por encima de 120 decibelios se considera pérdida completa de la audición o cofosis (6).

Sintetizando, en el estudio de cualquier hipoacusia son imprescindibles la historia clínica, la exploración física, la acumetría y la audiometría tonal, que deben ser congruentes entre sí. Realizadas estas pruebas prácticamente tendremos el diagnóstico audiológico, así como el tipo y grado de hipoacusia que presenta el paciente, presentándose cuatro escenarios posibles. El primero de ellos es una exploración auditiva y audición completamente normal. El segundo, la presencia de una hipoacusia de transmisión, que se define en el audiograma por un umbral de audición normal por vía ósea y un umbral patológico por vía aérea, la diferencia entre la vía ósea y la vía aérea se denomina gap o umbral diferencial. La tercera opción sería

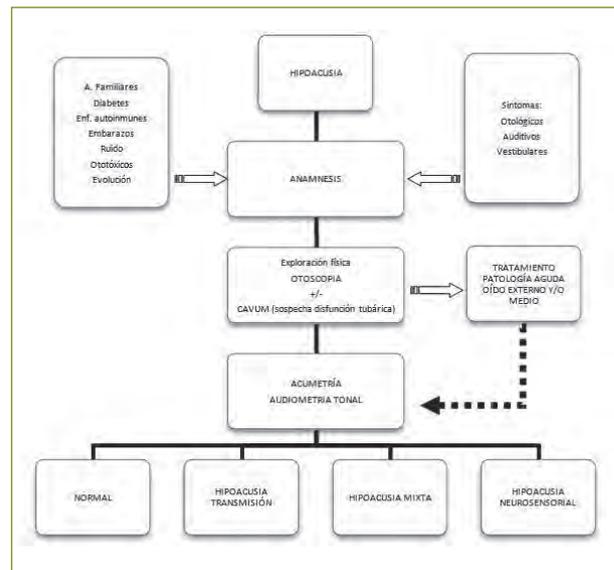


Figura 1

Sistematización de la exploración auditiva básica en el adulto.

una hipoacusia neurosensorial, donde se encuentran aumentados los umbrales tanto por vía aérea como por vía ósea, los umbrales por ambas vías están superpuestos sin que exista un gap. Por último, las hipoacusias mixtas, en las que hay una combinación en mayor o menor grado de ambos mecanismos, esta situación se refleja en el audiograma con un aumento en los umbrales tanto de la vía aérea como de la vía ósea pero cierto gap o umbral diferencial. Una vez determinadas estas posibles opciones, el siguiente objetivo es establecer un diagnóstico etiológico que permita el enfoque terapéutico más adecuado. Para ello se requerirá en concretas situaciones del uso de otras pruebas complementarias que ayuden a filiar la causa y llegar a un diagnóstico.

HIPOACUSIA DE TRANSMISIÓN

Como se ha mencionado, se trata de una afección del oído externo y/o medio. El estudio acumétrico permite orientar el diagnóstico al encontrar un Rinne negativo del lado patológico y una prueba de Weber lateralizada del lado enfermo. En el audiograma, se evidenciaría un umbral por vía ósea normal y patológico por vía aérea (> 20dB).

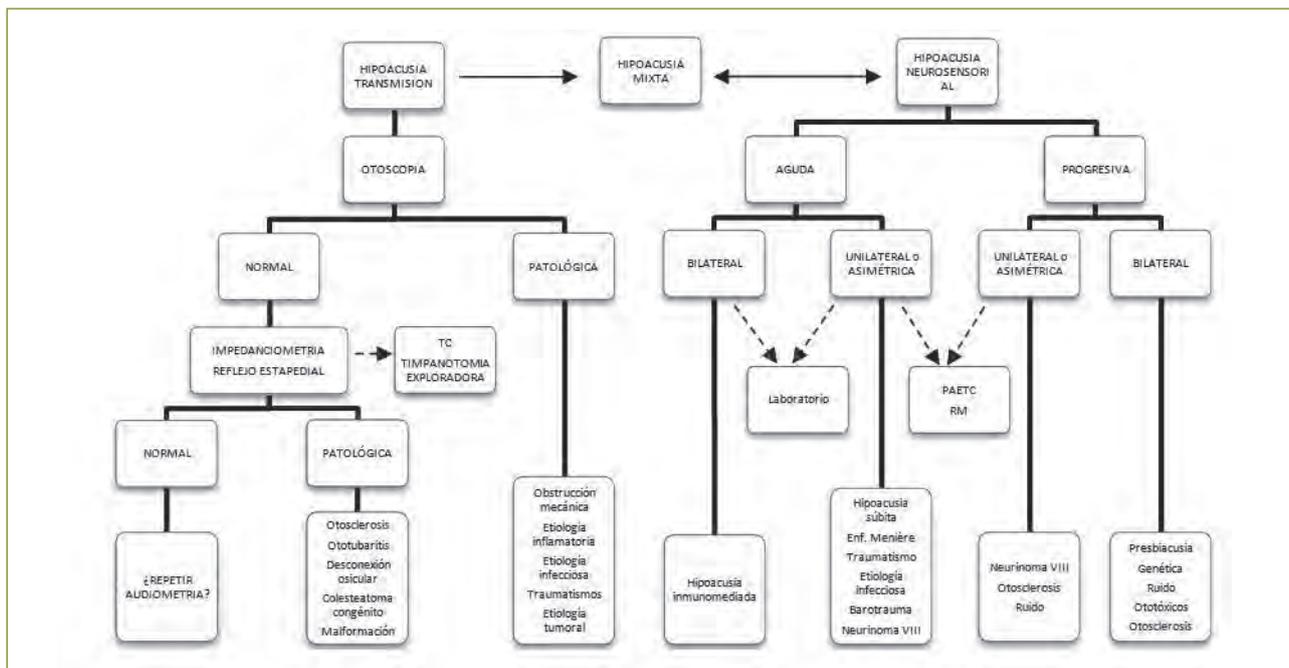


Figura 2
Algoritmo etiológico y de exploración auditiva avanzada.

El punto de partida es la otoscopia y dependiendo de los datos que nos aporte, se desarrollará el juicio clínico. Por tanto, se presentan dos posibles situaciones, una hipoacusia de transmisión con otoscopia alterada o patológica y otra en la que no existen alteraciones a la otoscopia (7).

Otoscopia patológica

Alteración del conducto auditivo externo

En la mayoría de los casos, las patologías del oído externo responsables de hipoacusia no presentan ninguna dificultad diagnóstica. Es necesario asegurarse de que la lesión es la única responsable de la pérdida auditiva y que su tratamiento permite un retorno a la audición normal. En caso contrario, se debe realizar un examen audiométrico.

Se pueden encontrar multitud de alteraciones en el conducto auditivo externo que ocasionan sintomatología y que requieren una exploración. Enumeramos a continuación algunos ejemplos.

Tabla 1

Patología oído externo

| Patología oído externo | |
|-------------------------|---|
| Inflamatoria-Infecciosa | Otitis externa (circunscrita, difusa, otomicosis, maligna), Zóster ótico, eccema, miringitis, colesteatoma del conducto |
| Traumática | Hematomas, heridas |
| Tumoral | Osteomas, epiteloma basocelular, carcinoma epidermoide |
| Congénitas | Atresias, microtias, anotias, fistulas auriculocervicales |
| Obstructivas | Tapón de cerumen, tapón epidérmico, cuerpos extraños |

Exceptuando la patología tumoral o malformativa, un tratamiento específico resuelve la mayoría de situaciones, sin necesidad de posteriores exploraciones.

Oído medio alterado

En este tipo de alteraciones la hipoacusia de transmisión puede ser más marcada si existen lesiones de los huesecillos.

Las clasificamos en dos grandes grupos, si la membrana timpánica está íntegra pero anormal, o si está perforada. A continuación nombramos diferentes etiologías.

Tabla 2

Patología de oído medio

| Membrana timpánica íntegra | Membrana timpánica perforada |
|-------------------------------|---------------------------------------|
| Miringitis | Otitis media aguda supurada |
| Ototubaritis | Traumatismo |
| Otitis media serosa | Barotraumatismo |
| Otitis media aguda | Otitis media crónica simple |
| Timpanoesclerosis | Otitis media crónica colesteatomatosa |
| Otitis media crónica adhesiva | |
| Traumatismos de peñasco | |
| Tumores oído medio | |

Muchas de estas entidades son susceptibles de recibir un tratamiento médico y conservador con el fin de restablecer la correcta función y detener su evolución. En cambio, otras etiologías como el colesteatoma o ciertos tumores deben ser tratadas específicamente para evitar la morbimortalidad que ocasionaría su progresión. Por esto, una exploración sistemática es crucial para el correcto diagnóstico.

Otitis media crónica

Es importante diferenciar la otitis media crónica simple, de la otitis crónica colesteatomatosa. En la primera, existe un cuadro de perforación timpánica que no es marginal y a través de ella vemos, en la fase activa, el fondo de la caja que es inflamatorio, granuloso, y en ocasiones se pueden observar pólipos. El modo de presentación de estos cuadros es por medio de una otorrea crónica y persistente. En la fase inactiva observamos las secuelas que produce como son perforaciones timpánicas inactivas y/o necrosis de los huesillos. La otitis media crónica colesteatomatosa, en cambio, normalmente mediante la otoscopia se observa una perforación marginal, atical e irregular que debe sugerir el diagnóstico de forma sistemática. En algunos casos, la perforación puede estar recubierta de una pequeña costra, lo cual es muy sospechoso en la membrana de Schrapnell. Dentro de los estudios complementarios, la TC y la RM ayudan al diagnóstico. En el primer caso, la tomografía computarizada aportará información acerca del tamaño y localización, pero, sobre todo, de las erosiones óseas que puede producir. Por lo que respecta a la resonancia magnética, actualmente se utilizan nuevas técnicas potenciadas en

difusión, sin necesidad de contraste intravenoso. Hace posible diferenciar entre colesteatoma y tejido de granulación o inflamatorio. Por ello, esta técnica muestra su máxima utilidad en la valoración de recidivas tras timpanoplastias, sobre todo en técnicas cerradas, ya que puede evitar un alto porcentaje de cirugías de revisión. Otras indicaciones de la técnica serían los casos de diagnóstico complejo y el colesteatoma congénito (8).

Otoscopia normal

Se trata de una afección del oído medio con conducto auditivo externo y tímpano normales. El examen con acumetría permite orientar el diagnóstico al encontrar un Rinne negativo del lado patológico y una prueba de Weber lateralizada del lado enfermo. El diagnóstico se basa en la audiometría tonal, pero en este caso toma especial relevancia la impedanciometría para establecer un diagnóstico definitivo entre las diferentes posibilidades.

Tabla 3

Hipoacusia de transmisión con otoscopia normal

| Hipoacusia de transmisión con otoscopia normal |
|--|
| Otosclerosis |
| Luxación osicular |
| Malformación |
| Colesteatoma congénito |
| Ototubaritis |

La impedanciometría aporta relevante información sobre el estado del sistema timpano-osicular. Las dos principales aplicaciones son la timpanometría y el reflejo estapedial.

En la timpanometría se miden las variaciones de complianza de la membrana timpánica y de la cadena osicular, el resultado de la prueba se lleva a un gráfico de Brooks que ofrecerá información sobre el estado de la cámara aérea y de las presiones del oído medio (funcionamiento de la trompa) según los desplazamientos del punto de máxima complianza. Se desplazará hacia presiones negativas cuando el contenido aéreo esté disminuido por disfunción tubárica, como es el caso de la ototubaritis. También obtendremos información sobre el funcionamiento del tímpano y de la cadena osicular, según la forma y la amplitud de la curva, basándonos en la clasificación de Liden-Jerger modificada. Los procesos que reducen la movilidad tímpano-osicular (trasudados en caja

de la otitis serosa, fijación osicular por timpanoesclerosis y otosclerosis, otitis adhesivas) disminuyen la complianza, aplanando el timpanograma (curva tipo B, C, As). A la inversa, los procesos que aumentan la movilidad tímpano-osicular (luxaciones y fracturas de cadena, tímpanos atróficos o monoméricos) aumentan la complianza, elevando mucho el timpanograma (curva tipo Ad).

Por lo que respecta al reflejo estapedial o acústico-facial, será objeto de estudio en algunas patologías que generan hipoacusia de transmisión y que producen ausencia del reflejo estapedial; típicamente se produce en la otosclerosis. Otras indicaciones serían, diagnóstico topográfico de hipoacusias neurosensoriales: en las cocleares con reclutamiento, el test de Metz será positivo (disminución del umbral de aparición del reflejo estapedial); en las retococleares, el *Reflex decay test* estudia la adaptación auditiva patológica con el reflejo estapedial. Otras utilidades que no vienen al caso serían el diagnóstico topográfico y pronóstico de parálisis faciales, así como valoración de lesiones de tronco bulbo-protuberanciales donde se altera el reflejo estapedial.

Otosclerosis

Es la situación patológica más frecuente de hipoacusia de transmisión con otoscopia normal. Aparece un timpanograma patológico aplanado que indica rigidez en el sistema tímpano-osicular y de forma muy característica desaparición del reflejo estapedial.

Disfunción trompa de eustaquio

Otra situación en la que la otoscopia puede ser normal en un inicio o interpretada como normal es en la disfunción tubárica. En estos casos, el diagnóstico se realiza con el timpanograma que aparece desplazado a presiones nega-

tivas o, incluso, plano, indicando la presencia de fluido en el oído medio.

Desconexión o malformación osicular

En las desconexiones o malformaciones de la cadena de huesecillos la otoscopia puede ser completamente normal, en estos casos el diagnóstico definitivo se realiza mediante el timpanograma, pudiendo ser necesaria la realización de una tomografía computadorizada (TC) de alta resolución e incluso la exploración quirúrgica de la cadena de huesecillos (timpanotomía exploradora) para alcanzar el diagnóstico (9).

HIPOACUSIA NEUROSENSORIAL

La acumetría y la audiometría tonal liminar permiten definir una hipoacusia como de percepción. En la acumetría, el Rinne es positivo y el Weber se lateraliza al oído sano (cuando la hipoacusia es asimétrica). La audiometría tonal muestra una caída tanto en vía aérea como ósea. Cuando se llega al diagnóstico audiológico de una hipoacusia neurosensorial, existen varios aspectos a los que hay que prestar especial atención. Uno de ellos es si se trata de una causa de localización coclear o retrococlear, para lo que se puede hacer uso de las pruebas audiológicas supraliminales para el estudio del reclutamiento, adaptación y fatiga. Otro aspecto fundamental es la progresión en el tiempo, de tal forma que puede aparecer una hipoacusia de forma súbita o brusca, se puede presentar rápidamente progresiva, tener características fluctuantes o progresar lentamente. Finalmente, otra característica a tener en cuenta es la lateralidad, si es unilateral o bilateral, y en esta última, si es simétrica o no. Cuando nos encontramos con estos casos, debemos continuar el estudio diagnóstico de la hipoacusia y, para ello, se hace uso

Tabla 4

Características generales de las hipoacusias neurosensoriales

| | Rinne | Weber | Audio tonal | Audio supraliminar | Audio verbal |
|--------------|-------|-------------------------|--|---|--|
| Coclear | + | Lateraliza al oído sano | Caen las dos curvas. Se afectan más las frecuencias agudas | Distorsión de la intensidad del sonido. RECLUTAMIENTO. Test: <i>Fowler y Sisi Metz</i> | Mala discriminación Curva en "Roll over" |
| Retrococlear | + | Lateraliza al oído sano | Ménière: fluctuante, afectación inicial en graves | Distorsión de la duración del sonido. FATIGA, ADAPTACIÓN. Test: <i>Tone decay test y Reflex decay test</i> | Mala discriminación Discrepancia tonal-verbal |

de pruebas audiológicas avanzadas, electrofisiológicas, analíticas y/o radiológicas.

Aguda

Súbita o brusca

Por consenso, se considera como sordera súbita, aquella hipoacusia neurosensorial de inicio súbito, en menos de 72 horas, con pérdida de más de 30 dBs, al menos en tres frecuencias consecutivas de la audiometría tonal, sin otros antecedentes otológicos previos. La audiometría previa se utilizará como referencia basal; si no hay previas, en casos unilaterales, se utilizará el oído contralateral sano como referencia. El desarrollo de la pérdida unilateral en horas sugiere el diagnóstico de sordera brusca y constituye una urgencia porque la pronta instauración del tratamiento corticoideo influye en el pronóstico. En estos casos, será necesaria la realización de una resonancia magnética (RM) de ángulo pontocerebeloso, ya que en torno al 10% de los Schwannomas del VIII par se manifiestan como sordera súbita. Además, se solicitará una batería analítica que incluya, al menos, hemograma, VSG, serología luética y ANA (10).

Schwannoma vestibular

El schwannoma vestibular o neurinoma del acústico representa la etiología tumoral más frecuente dentro de las sorderas retrococleares. Suelen ser de presentación unilateral y esporádica. Puede seguir dos patrones histológicos diferentes, el tipo A de Antoni o compacto y tipo B de Antoni más laxo y reticular. A veces tienen un patrón hereditario, como ocurre en la neurofibromatosis tipo 2, donde son típicamente bilaterales. La hipoacusia generalmente es progresiva aunque existen casos de comienzo brusco. Las curvas audiométricas pueden adoptar diversos patrones, predominando las pérdidas en agudos. El reflejo estapedial suele estar ausente. El estudio con potenciales evocados auditivos de tronco cerebral (PEATC) pone en evidencia un aumento de la latencia de la onda V y un alargamiento de los intervalos I-III y I-V. La tasa de falsos negativos en los PEATC varía según los estudios. Ante la sospecha de patología del ángulo pontocerebeloso siempre debe realizarse una resonancia magnética con gadolinio, siendo el examen de referencia para el estudio del neurinoma (11, 12).

Rápidamente progresiva

Las hipoacusias rápidamente progresivas incluyen desórdenes tanto unilaterales como bilaterales, y estos últimos

simétricos o no, con confirmación audiométrica y evolución subjetivamente corta, no superior a los 4 meses (13). De hecho, es exigible un descenso superior a los 10 dB HL en dos o más frecuencias consecutivas en un periodo de tiempo no superior a dos meses, conforme a la definición de McCabe y modificada por Soliman en 1992 (14, 15). No ofrece una etiopatogenia clara, por lo que han sido sugeridos diversos sistemas de activación inmunitaria susceptibles de culminar en deterioro sobre el oído interno, bien directos por lesión sobre órganos diana con anticuerpos específicos, bien indirectos por vasculitis o modificación bioquímica de estructuras afectas por depósitos de inmunocomplejos circulantes.

Fluctuante

La hipoacusia fluctuante tiene un origen y definición similar a la anterior, desórdenes neurosensoriales tanto unilaterales como bilaterales, y estos últimos simétricos o no, con confirmación audiométrica y evolución subjetivamente corta, con un descenso superior a los 10 dB HL en dos o más frecuencias consecutivas. La diferencia es que en este caso existe una recuperación de la audición total o parcial, bien sea tras el tratamiento o espontáneamente (16). Esta forma de presentación puede también constituir la forma de inicio de la enfermedad de Menière, definida por al menos dos episodios recurrentes y espontáneos de vértigo, hipoacusia constatada audiométricamente y acúfenos o plenitud ótica constatados en el lado afecto (17).

Progresivas

Se trata de hipoacusias, generalmente, de desarrollo lento, predominio bilateral y afectación simétrica. Existen diferentes presentaciones y múltiples causas que a continuación detallamos.

Presbiacusia

Es la más frecuente, afecta a mayores de 60 años. Suele producirse por lesión del órgano de Corti, con pérdida de células ciliadas, sobre todo en la espira basal de la cóclea (presbiacusia sensorial o tipo 1). Provoca una hipoacusia perceptiva bilateral simétrica, de carácter progresivo y se puede acompañar de acúfenos. Hay reclutamiento positivo y mala inteligibilidad. Existen formas más infrecuentes con lesión a otros niveles del oído interno, como son: la presbiacusia neuronal o tipo 2 (lesión del ganglio espiral con hipoacusia rápidamente progresiva, muy mala discriminación verbal y curva plana con pérdida similar en todas las

frecuencias) y la presbiacusia estrial o tipo 3 (atrofia de la estria vascular con hipoacusia progresiva, buena inteligibilidad, curva plana y asociación familiar).

Ototóxicos

El empleo de sustancias ototóxicas causan alteraciones transitorias o definitivas de la función coclear o vestibular. Son provocadas por fármacos o por sustancias no farmacológicas. Ejemplos de agentes que producen cocleotoxicidad y/o vestibulotoxicidad son: aminoglucósidos, antineoplásicos, diuréticos del asa y antipalúdicos derivados de la quinina.

Traumatismo acústico

El traumatismo acústico se produce por la exposición coclear a un ruido muy intenso de forma aguda (única exposición superior a 140 dB) o crónica (hipoacusias profesionales, por exposición mantenida a intensidades superiores a 80 dB). Influye en la nocividad la frecuencia de vibración del sonido; así un ruido blanco o de banda ancha es más nocivo que uno de banda estrecha y este a su vez más que un tono puro. Aparece acufeno e hipoacusia neurosensorial con escotoma en 4.000 Hz, como signo precoz, que se va profundizando hasta afectar a todas las frecuencias agudas con curva descendente. La afectación será unilateral, si se trata de un trauma sonoro agudo y bilateral, es crónico. Una forma de monitorizar a estos pacientes, al igual que los que emplean agentes ototóxicos, sería la realización seriada de audiometrías de alta frecuencia (18).

Otras formas de hipoacusia neurosensorial bilateral y progresivas serían las que atienden a componentes genéticos y las formas evolucionadas de otosclerosis.

HIPOACUSIA MIXTA

Como su nombre indica es una combinación en mayor o menor grado de ambos mecanismos, hipoacusia de transmisión y neurosensorial. Esta situación se refleja en el audiograma con un aumento en los umbrales tanto de la vía aérea como de la vía ósea pero con cierto gap o umbral diferencial.

Las causas que con más frecuencia producen una hipoacusia mixta son la otosclerosis evolucionada y la otitis media crónica, colesteatomatosa o no. De cara al diagnóstico si no se trata claramente de la evolución de alguno de los dos

procesos mencionados, en su estudio se deben considerar como hipoacusias neurosensoriales (figura 2).

HIPOACUSIA CENTRAL

La denominada hipoacusia central se caracteriza por una deficiente inteligibilidad y comprensión del lenguaje que no se correlaciona con un audiograma, que puede ser normal o estar levemente alterado. Las hipoacusias centrales se producen por una alteración en los procesos centrales de la audición y requieren una batería de pruebas específicas para su diagnóstico, tanto conductuales como electrofisiológicas.

BIBLIOGRAFÍA

1. Gates, G.; Mills, J. Presbycusis. *Lancet*. 2005; 366: 1111-1120.
2. WHO: Report of the First Informal Consultation on Future Programme Developments for the Prevention of Deafness and Hearing Impairment. World Health Organization, Geneva, 23-24 January 1997, WHO/PDH/97.3.
3. Pla-Gil, I. *Manual de Otorrinolaringología y patología cérvico-facial*. Valencia: Alfa Delta Digital; 2013, pp. 14-42.
4. Manrique Rodríguez, M.; Huarte Irujo, A. *Manual básico de formación especializada sobre discapacidad auditiva*; 4ª edición; Madrid, FIAPAS; 2010. pp. 49-72.
5. Raboso García-Baquero, E.; Pantoja Zarza, C.; Cuesta Carmona, J.; Álvarez de Cózar, F. Audiometrías. Concepto e interpretación. *Form Med Contin Aten Prim*. 2000; 07: 206-212.
6. Clasificación de las hipoacusias. Bureau international d'Audiophonologie. Disponible en: <http://www.biap.org>
7. Thomassin, J. M. ; Paris, J. Stratégie diagnostique devant une surdit e de l'adulte. *Encycl Méd Chir (Editions Scientifiques et Médicales Elsevier SAS, Paris), Oto-rhino-latynologie*, 20-181-A-10, 2002, 6 pp.
8. Mateos-Fern andez, M.; Mas-Estellés, F.; De Paula-Vernetta, C.; Guzmán-Calvete, A.; Villanueva-Martí, R.; Moreda-Pérez, C. Papel de la resonancia magnética de difusión en el diagnóstico y seguimiento del colesteatoma.

- Estudio con la técnica PROPELLER difusión. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2012; 63 (6): 436-442.
9. Collazo Lorduy, T.; Corzón Pereira, T.; De Vergas Gutiérrez, J. J. *Evaluación del paciente con hipoacusia*. Libro virtual de formación en ORL. 2009. Cap. 32.
 10. Plaza, G.; Durio, E.; Herraiz, C.; Rivera, T.; García-Berocal, J. R. Consenso sobre el diagnóstico y tratamiento de la sordera súbita. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2011; 62 (2): 144-157.
 11. Doherty, J. K.; Friedman, R. A. Controversies in building a management algorithm for vestibular schwannomas. *Currant opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery* 2006; 14: 305-313.
 12. Lassaletta, L.; Gavilán, J. Actualización en el tratamiento del schwannoma vestibular. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2009; 60 (2): 131-140.
 13. García Callejo, F. J.; Ramírez Sabio, J. B.; Conill Tobías, N.; Sebastián Gil, E.; Orts Alborch, M. H.; Marco Algarra, J. Inmunomediación o hiperviscosidad en la hipoacusia neurosensorial rápidamente progresiva. Una aproximación terapéutica. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2006; 57: 204-209.
 14. McCabe, B. F. Autoimmune sensorineural hearing loss. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1979; 88: 585-589.
 15. Soliman, A. M. Immune-mediated inner ear disease. *Am J Otol* 1992; 13: 575-579.
 16. García Callejo, F. J.; De Paula Vernetta, C.; Sebastián Gil, E.; Marco Algarra, J. Changes on blood filterability in patients with fluctuant hearing loss. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2006; 57: 196-198.
 17. Pérez Fernández, N.; Pérez Garrigues, H.; Antoli Candela, F.; García Ibañez, E. Enfermedad de Menière: criterios diagnósticos, criterios para establecer estadios y normas para la evaluación de tratamientos. Revisión bibliográfica y actualización. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2002; 53: 621-626.
 18. Jacobs, P. G.; Silaski, G.; Wilmington, D.; Gordon, S.; Helt, W. *et al.* Development and evaluation of a portable audiometer for high-frequency screening of hearing loss from ototoxicity in homes/clinics. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2012 Nov; 59 (11): 3097-3103.

CAPÍTULO 11
SISTEMÁTICA DE LA
EVALUACIÓN DEL
PROCESAMIENTO AUDITIVO
CENTRAL

11. SISTEMÁTICA DE LA EVALUACIÓN DEL PROCESAMIENTO AUDITIVO CENTRAL

JORGE HUMBERTO MARTINS*, MARISA COSTA ALVES
Y SUSANA SOUSA ANDRADE

INTRODUCCIÓN

La audición consiste en el mecanismo complejo a través del cual el oído responde a la vibración mecánica de las ondas sonoras, las transforma en estímulos eléctricos y las transmite al cerebro en forma de estímulos nerviosos, permitiendo su comprensión. El acto de oír no culmina con la detección del estímulo acústico, siendo utilizados innumerables mecanismos neurofisiológicos y cognitivos para la descodificación, percepción, reconocimiento e interpretación del estímulo auditivo recibido (1; 2), implicando la integridad estructural y funcional de los sistemas auditivos periférico y central.

La evaluación del sistema auditivo central tuvo su origen en los trabajos de Bocca y sus colaboradores, en 1954 y 1955. El desarrollo de los exámenes audiológicos comportamentales, conjuntamente a la evolución tecnológica creciente de los exámenes electrofisiológicos y de imagen, ha dado como resultado una mejor comprensión de este sistema tan complejo. Sin embargo, aún no hemos podido entender totalmente la anatomo-fisiológica del sistema nervioso auditivo central y sus diferentes funciones tampoco están definidas adecuadamente. Por estas razones, la evaluación del sistema auditivo central representa, aún hoy, un desafío.

SISTEMA AUDITIVO CENTRAL Y DESARROLLO DE LAS COMPETENCIAS AUDITIVAS

La comprensión de los mecanismos implícitos en el Procesamiento Auditivo Central (PAC) justifica el dominio de la anatomofisiología y el desarrollo de las estructuras involucradas.

La sensación auditiva es solamente el primer eslabón en una cadena compleja que permite interpretar correctamente la información contenida en una señal auditiva. Las

competencias auditivas van a permitir extraer, interpretar y utilizar esa información, siendo resultado del trabajo conjunto efectuado con gran precisión entre el sistema auditivo externo y el sistema auditivo central (3).

De una forma esquemática, nuestro cerebro necesita realizar tareas múltiples y complejas para que pueda interpretar y utilizar adecuadamente la información contenida en la señal auditiva: detectar un sonido, evaluarlo en relación a diferentes dimensiones, extraerlo de su contexto, darle atención, reconocerlo como familiar y comprender su significado (4).

Los mecanismos centrales de procesamiento de la información acústica se desarrollan a lo largo de una cadena compleja de estructuras entre el núcleo coclear del tronco cerebral y el córtex auditivo, con intrincadas relaciones entre sí, de una forma no jerárquicamente rígida y multidireccional. Comparte también conexiones con estructuras responsables del procesamiento del lenguaje, atención y control ejecutivo (5).

El conocimiento de las diversas etapas que integran la madurez del sistema nervioso auditivo central y el concepto de neuroplasticidad son determinantes en la lectura correcta de los datos recopilados durante la evaluación del PAC, el diagnóstico de eventuales alteraciones y la elaboración del programa adecuado de habilitación/rehabilitación.

El sistema auditivo periférico completa su madurez funcional en los primeros meses posteriores al nacimiento, por lo cual los aspectos más simples de la audición se desarrollan íntegramente durante el primer año de vida.

En contraste, la madurez de las estructuras auditivas centrales es un proceso lento que se prolonga por décadas, determinando el hecho de que tareas auditivas más complejas (a saber, la localización del sonido o el procesamiento temporal) alcancen su madurez mucho más tardíamente, pudiendo estas competencias en particular prolongarse hasta la segunda década de vida.

* Jorge Humberto Martins. E-mail: aud.jorgehumberto@gmail.com

A continuación se presenta un breve resumen de algunas de las tareas y del efecto que la madurez neuronal ejerce en su desempeño:

Tabla 1

Resumen de algunas de las tareas y del efecto que la madurez neuronal ejerce en su desempeño

| Proceso | Madurez neuronal |
|--|---|
| Discriminación de sonidos vocálicos | Capacidad para discriminar casi todos los fonemas presentes en el nacimiento. A los 9 meses de edad, capacidad para responder la secuencias de fonemas, contrastes y patrones prosódicos en la lengua materna. Al año de edad, capacidad de discriminación de construcciones fonéticas que pertenecen a la lengua materna. Desarrollo de la capacidad de discriminar sonidos vocálicos, continúa hasta los 8 años de edad. |
| Interacción binaural | Capacidad de localización presente en el nacimiento (pero poco eficaz). A los 4 meses consigue tener una percepción del espacio auditivo. La capacidad de efectuar la localización del sonido mejora gradualmente hasta los 5 años. <i>Masking level difference</i> (diferencia en el nivel de enmascaramiento) alcanza los valores de adultos cerca de los 5 años de edad. |
| Procesamiento temporal | La mejora de la capacidad de efectuar el procesamiento temporal aumenta hasta los 8 a 10 años de edad. La resolución temporal se aproxima a los valores adultos a los 6-7 años de edad. Desempeño similar a los adultos en las tareas de patrón temporal aproximadamente a los 12 años de edad. |
| Audición dicótica | La "superioridad" del oído derecho alcanza los valores de la población adulta entre los 10-11 años, siendo más evidente en los estímulos lingüísticos. Mejora global en el desempeño en todas las tareas hasta los 12-13 años. |

Durante el desarrollo posnatal, las vías auditivas sufren alteraciones anatómicas y funcionales rápidas, conforme a una experiencia sensorial adecuada; cada núcleo auditivo exhibe un perfil de desarrollo único, siguiendo una cronología precisa.

La organización funcional de regiones-clave cerebrales sensoriales (auditiva) se conforma a partir de ventanas de desarrollo temporalmente limitadas, designadas por periodos críticos de desarrollo; son ventanas tanto de oportunidad como de vulnerabilidad.

Un desarrollo lento o deficiente de las capacidades auditivas podrá ser determinado por tres factores: ambiente auditivo limitado (pasivo o activo), conducción sonora pobre o desarrollo neurológico incompleto.

Los efectos cerebrales de la privación auditiva precoz, durante periodos críticos de desarrollo, en la infancia, particularmente en el contexto de sordera de conducción (otitis con efusión) han sido bien documentados, en particular los déficits de audición binaural.

Algunos estudios han demostrado la persistencia de esos efectos variados, años después de la recuperación de la audición periférica.

El *terminus* de un periodo crítico de desarrollo no determina el fin de la plasticidad dependiente de la experiencia sensorial. Varios estudios han sugerido que el final de un periodo crítico de desarrollo marca la transición entre un estado de desarrollo precoz, en el que la representación sonora cortical es moldeada a través de una experiencia pasiva, y un estado de desarrollo tardío en el que esta reorganización requiere del aprendizaje de la asociación entre el sonido y las consecuencias comportamentalmente relevantes.

El entrenamiento auditivo, con el incremento de la experiencia auditiva y la práctica de tareas auditivas, aprovechando la plasticidad del sistema auditivo central, permite acelerar o promocionar la recuperación de deficiencias en el Procesamiento Auditivo Central, con particular relevancia en individuos con antecedentes de sordera de conducción en la infancia.

DEFINICIÓN DE PROCESAMIENTO AUDITIVO Y DE SU PERTURBACIÓN

El Procesamiento Auditivo Central integra los mecanismos neuronales subyacentes a múltiples competencias auditivas más complejas, incluyendo localización y lateralización del

sonido, discriminación auditiva, reconocimiento de patrones auditivos, aspectos temporales de la audición (integración temporal, discriminación temporal, secuencia temporal y enmascaramiento temporal), desempeño auditivo con señales acústicas en competencia y con señales acústicas degradadas (5).

La Perturbación del Procesamiento Auditivo Central (PPAC) consiste en un déficit en el procesamiento neuronal de los estímulos auditivos. No es causado por factores lingüísticos o cognitivos, a pesar de que pueda estar asociado o coexistir con dificultades lingüísticas, de comunicación, de aprendizaje y cognitivas (4).

Los individuos con dificultades de procesamiento de información auditiva a nivel del sistema nervioso central manifiestan déficit de desempeño en una o más de las tareas enumeradas, comportándose como si sufrieran de un déficit auditivo, particularmente con ruido o en situaciones de audición de baja redundancia, así como con estudios de sensibilidad auditiva normal. Presentan limitaciones funcionales de la audición activa y consecuente desajuste de las respuestas, con implicaciones en la vida cotidiana, tales como: dificultades en localizar y “seguir” los sonidos, comprender cuando la señal no es clara o está “degradada” (por ejemplo, pronunciaciones diferentes, seguir una conversación telefónica, entre otros), comprender de forma equivocada información auditiva, tomar más tiempo para responder y para procesar la información auditiva, responder de forma inconsistente o inapropiada a pedidos de información, atención y memoria auditivas pobres, dificultades a nivel de la percepción musical, dificultades en la comprensión del discurso de habla más rápida, pedidos frecuentes de repetición de información, dificultades en la detección de alteraciones sutiles en la prosodia presentes en el humor y el sarcasmo.

Adicionalmente, en los niños también pueden surgir: dificultades en el aprendizaje de las canciones infantiles, dificultades ante órdenes simultáneas expresadas auditivamente, alteraciones en el desarrollo del lenguaje, dificultades en la consciencia fonológica, lectura, escrita y en otros aprendizajes académicos (6; 7).

Las señales y síntomas, formas de presentación y gravedad de las PPAC son muy variables y poco homogéneas, lo que denota la complejidad de los procesos que integran el PAC.

Es poco probable que un individuo presente todas las características referidas y, además, la manifestación de una o más de estas características no asegura la presencia de Perturbación del Procesamiento Auditivo Central, pues muchas no son específicas de esta patología y pueden ser manifestaciones de otras patologías (7).

Se suma el hecho de que algunas estructuras relacionadas con el PAC son también responsables del procesamiento de informaciones provenientes de múltiples sistemas sensoriales, funciones cognitivas superiores (atención, memoria...) y lenguaje. La organización no-modular del cerebro está subyacente a la naturaleza heterogénea de la PPAC y a la correlación observada frecuentemente entre esta patología y las deficiencias a nivel de la comunicación, lenguaje, aprendizaje, atención y a nivel social (dislexia, perturbación específica del desarrollo del lenguaje, déficit de atención e hiperactividad, autismo y déficit cognitivo) (4).

La investigación ha demostrado que el déficit en las competencias referidas está asociado a las dificultades a nivel del desarrollo del lenguaje y del alfabetismo. De hecho, frecuentemente niños con PPAC también presentan dificultades en los logros académicos relacionados con el lenguaje (por ejemplo, lectura, escrita y otros aspectos más dependientes de la audición). Sin embargo, es igualmente importante hacer referencia que no todos los niños con PPAC presentan este tipo de dificultades académicas, y varias dificultades a nivel de la lectura y otras dificultades de aprendizaje no están asociadas a cualquier déficit del PAC. A pesar de eso, la investigación apunta a la existencia de un subconjunto de niños con dificultades a nivel del lenguaje y del aprendizaje que muestran representación neurofisiológica alterada en los estímulos auditivos, o que apoya la tesis de una base neurobiológica para la Perturbación del Procesamiento Auditivo Central para esta población (8).

La Perturbación del Procesamiento Auditivo Central puede manifestarse tanto en la población pediátrica como en la población adulta. A pesar de que el origen etiológico de estos disturbios pueda ser identificado en algunos casos, en la mayoría permanece desconocido. La prevalencia de PPAC en niños en edad escolar varía entre el 2% y el 7%, enumerándose como principales causas, cuando son identificables: la prematuridad y bajo peso al nacer, lesiones o perturbaciones en el SNC (meningitis bacteriana, encefalitis por herpes simple, traumatismo cráneo-encefálico, entre otros)

y privación auditiva transitoria (coincidente con episodios recurrentes de otitis sero-mucosa).

Recientemente, se ha valorado contribución de la degradación funcional del SANC en la disminución de las competencias auditivas en la población geriátrica. En el resto de la población adulta, se puede verificar PPAC en la presencia de traumatismo cráneo-encefálico, accidente vascular cerebral, tumores cerebrales, dolencias neurodegenerativas (ej., enfermedad de Alzheimer) o desmielinizantes (ej., esclerosis múltiple) (9; 7; 4).

EVALUACIÓN DEL PROCESAMIENTO AUDITIVO

El diagnóstico de PPAC debe basarse en pruebas comportamentales específicas cuidadosamente seleccionadas junto con procedimientos electrofisiológicos, suplementados por una anamnesis cuidadosa.

La evaluación del PAC podrá ser comparada en niños en edad escolar que muestren alteraciones de comportamiento, atención y dificultades auditivas no orgánicas, sospecha de trastorno de lenguaje o de comportamiento social. En la población adulta, se considera ante la evidencia de algún evento neurológico conocido (pasado o reciente), alteraciones de la percepción/experiencia auditiva o deterioro cognitivo. Tiene como objetivo identificar la presencia de alteraciones en el sistema nervioso auditivo central, diagnosticar la Perturbación del Procesamiento Auditivo Central y describir su naturaleza y severidad, para el subsecuente desarrollo de programas individualizados de intervención (7).

La utilización de cuestionarios y de listas de verificación o *checklists* por parte de logopedas, profesores, psicólogos, padres u otros puede ser útil para determinar la necesidad de llevar a cabo una evaluación del procesamiento auditivo. Algunos de los instrumentos más utilizados son: *Children's Auditory Processing Performance Scale* (CHAPPS), *Scale of Auditory Behaviors* (SAB), *The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale* (SSQ).

La orientación para la evaluación del PAC deberá ser dotada de criterio, obedeciendo a algunas premisas que aseguren la especificidad y efectividad de la misma (10):

- La decisión debe basarse en las consecuencias que las dificultades manifestadas tiene en los resultados y en la participación en la escuela, en casa y en la comunidad.
- Relativamente a la edad, debe ser considerada la curva de madurez del desarrollo de las competencias del procesamiento auditivo.
- La evaluación comportamental del procesamiento auditivo requiere que el individuo sea capaz de comprender las tareas solicitadas, demostrar un nivel de lenguaje receptivo y expresivo que le permita comprender los estímulos verbales y responder verbalmente, bien como demostrar atención y memoria suficientes para realizar las tareas propuestas. De esta manera, dificultades a nivel del desarrollo, del aprendizaje, de la cognición y de la personalidad pueden suponer dificultades, impedimentos o que la realización de una evaluación del procesamiento auditivo, resulte ineficaz.

Recordando que los comportamientos y síntomas demostrados por individuos con Perturbación del Procesamiento Auditivo Central se yuxtaponen frecuentemente a otros observados en individuos con otras alteraciones sensoriales y/o cognitivas, resalta la necesidad y relevancia de un abordaje multidisciplinario en la evaluación del individuo con posible PPAC. Los diversos profesionales involucrados (audiólogos, logopedas, médicos, profesores/educadores, psicólogos, padres) complementan el diagnóstico audiológico, permitiendo revelar posibles deficiencias funcionales asociadas, identificar posibles asociaciones de morbilidad y establecer la base de planes de intervención individualizados (7).

Una historia clínica cuidadosa es esencial tanto para el diagnóstico como para la intervención. En la entrevista inicial, es importante recabar información sobre una gran variedad de aspectos, esto es, la situación actual y los antecedentes a nivel auditivo, médico, educacional, social, de desarrollo y la situación social. Esta colecta detallada frecuentemente se enfoca en las morbilidades potenciales asociadas que podrán interferir en los resultados durante la evaluación y en la interpretación de los mismos, trayendo como consecuencia errores en el diagnóstico. Otros factores importantes a considerar son la edad, competencias cognitivas, comportamiento general, desarrollo del lenguaje, atención, capacidad de cooperación y de comprensión de tareas y motivación (7).

Las pruebas de evaluación del Procesamiento Auditivo Central son categorizadas, según Bellis y Ferre, como: pruebas

monoaurales de baja redundancia, pruebas dicóticas, pruebas de procesamiento temporal y pruebas de interacción binaural. Las baterías de pruebas de evaluación del PAC deben incluir evaluaciones recurriendo a estímulos verbales y no verbales. Esta diversidad de tipos de pruebas y de estímulos utilizados permite recoger información menos influenciada por las capacidades lingüísticas, evaluar los diversos mecanismos y procesos de procesamiento auditivo, así como diversos niveles y regiones de la vía auditiva central (17) (6).

Una evaluación global del PAC podrá ser idealmente compuesta por pruebas que evalúen los siguientes procesos: localización y lateralización del sonido, discriminación auditiva, procesamiento auditivo temporal, procesamiento auditivo de patrones, escucha dicótica, desempeño auditivo con estímulos en competición y desempeño auditivo con estímulos acústicos degradados (7) (10).

PRUEBAS COMPORAMENTALES

Pruebas monoaurales de baja redundancia

Las pruebas monoaurales de baja redundancia están entre las pruebas más antiguas utilizadas en la evaluación del Procesamiento Auditivo Central (12). Son realizadas mediante la presentación unilateral de señales acústicas en las cuales la redundancia extrínseca de la señal del habla es disminuida, mediante la alteración de las características espectrales, temporales o de intensidad. La redundancia extrínseca se provee a partir de pistas fonéticas, prosódicas, morfológicas, sintácticas y semánticas. Estas pruebas evalúan la función central del procesamiento y cierre auditivo de la información, que engloba la atención y la representación fonológica. Las pruebas monoaurales de baja redundancia existentes para uso clínico se clasifican en: pruebas de habla filtrada en pasa bajo; pruebas de habla en ruido y pruebas de habla comprimida en el tiempo (13).

Pruebas dicóticas

Las pruebas dicóticas son caracterizadas por la presentación simultánea de diferentes estímulos en los dos oídos (1). Las pruebas más utilizadas son:

Prueba dicótica de dígitos

La prueba de dígitos fue desarrollada por Kimura en los años 60 del siglo XX (20). Junto con Kimura diversos investigadores (Bryden, 1963; Dirks, 1964; Satz *et al.*, 1965, *op cit in* (1)) evidenciaron la predominancia del hemisferio izquierdo en las tareas dicóticas, obteniendo en sus estudios mejores resultados en los estímulos recibidos en el oído derecho cuando estos son comparados con los recibidos en el oído izquierdo. Este fenómeno es llamado *right ear advantage* – REA (superioridad del oído derecho) y aparentemente solamente ocurre cuando se utilizan estímulos de habla (15). La prueba dicótica de dígitos está constituida por cuatro listas de veinte ítems cada una y en ella, se presentan simultáneamente dos dígitos diferentes (uno en cada oído), siendo solicitado al individuo en prueba que repita los números escuchados.

Prueba dicótica de consonante-vocal

La prueba dicótica de consonante-vocal, desarrollada por Berlím, utiliza los siguientes estímulos: /ba/, /da/, /ga/, /pa/, /ta/ y /ka/, que son presentados a los dos oídos casi simultáneamente con un retardo en la presentación del segundo estímulo con relación al primero que puede variar entre 15, 30, 60 y 90 ms. Cada lista es presentada dos veces, invirtiéndose los estímulos, para considerar las posibles diferencias de calibración. Este procedimiento tiene por objetivo disminuir posibles factores externos en los resultados obtenidos (16; 17). La prueba puede ser realizada de dos maneras: atención libre y escucha direccionada.

Prueba dicótica no verbal

Esta prueba permite analizar el procesamiento dicótico con sonidos no lingüísticos en escucha dicótica/separación binaural. Prevé una respuesta motora en la identificación de una figura que represente el estímulo sonoro, siendo por eso útil en la evaluación de individuos con problemas a nivel del habla o del lenguaje. Esta prueba se presenta en tres etapas: atención libre, atención direccionada al oído derecho y atención direccionada al oído izquierdo. En la tarea de atención libre se solicita al individuo evaluado que identifique aleatoriamente uno de los estímulos escuchados; en las otras dos tareas se solicita la identificación de los estímulos escuchados en un oído seleccionado específicamente. (17)

Prueba de disílabos alternados (SSW)

La prueba de palabras espondeicas (palabras formadas por dos sílabas largas) alternadas (*Staggered Spondaic Words*

test), fue uno de los primeros medios de evaluación del Procesamiento Auditivo Central utilizado por los audiólogos en Estados Unidos de América durante los últimos treinta años. En la actualidad, continúa siendo una de las pruebas de evaluación del procesamiento auditivo central con mayor aplicación clínica (18). La prueba SSW está compuesta por 160 espondeos divididos en 40 ítems de 4 disílabos cada uno. Normalmente, es efectuada a 50 dB SL (en las situaciones en que este valor produce malestar en el individuo sometido a la prueba, se reduce la intensidad de presentación del estímulo a 25 dB SL).

La SSW permite evaluar ambos oídos en situación de estímulo normal y en condición de competición en todos los ítems (20; 21; 22).

Prueba de identificación de frases con mensaje competitivo contralateral (SSI-CCM)

La prueba de identificación de frases con mensaje contralateral en competición fue desarrollada por Speaks y Jerger en 1965. Consiste en la presentación de 10 frases de tercer orden. Los estímulos verbales son presentados a 50 dB SL; el mensaje competitivo es presentado en diversas relaciones señal-ruido con intervalos de 20 dB, desde 0 a -40 dB. El resultado deberá ser próximo al 100% en todas las condiciones de prueba (23). Los estímulos pueden ser presentados simultáneamente por vía auditiva y visual (18).

Es una prueba sensible a lesiones del lóbulo temporal, presentando alteraciones en los resultados en el oído contralateral del lado afectado, siendo sin embargo poco sensible a lesiones del tronco cerebral (23).

Pruebas de procesamiento temporal

El procesamiento auditivo temporal puede definirse como la percepción de las características temporales o la alteración de características de duración de un sonido dentro de un intervalo de tiempo limitado o definido. Musiek *et al.* hacen referencia a que el procesamiento temporal puede ser el elemento subyacente a muchas de las capacidades del procesamiento auditivo, incluyendo el procesamiento de señales acústicas verbales y no verbales. Existen diversas técnicas para la evaluación de los diversos aspectos del procesamiento temporal de la señal acústica. El procesamiento temporal puede ser dividido en 4 subtipos: enmascaramiento temporal, ordenación o secuenciación temporal, integración

o sumación temporal, resolución o discriminación temporal (26). Las pruebas que evalúan las capacidades de ordenación temporal de frecuencia y de duración son utilizadas principalmente para el análisis de los aspectos rítmicos, acentuación y prosodia del habla (27; 28).

Según diversos investigadores, las pruebas de procesamiento temporal están especialmente indicadas para la evaluación de patología cortical (29; 30). Las más frecuentemente utilizadas son:

Secuencia del patrón de frecuencia (*Pitch Pattern Sequence*)

Desarrollado por Piñeiro en 1976, está compuesta por 120 secuencias, cada una constituida por tres *tone bursts* (pulsos sinusoidales), donde dos son de la misma frecuencia y el otro es de frecuencia diferente (baja frecuencia —800 Hz— y alta frecuencia —1.122 Hz—) con intervalos de 200 ms entre estímulos, pudiendo ser generadas seis secuencias diferentes: alta-alta-baja, alta-baja-alta, alta-baja-baja, baja-baja-alta, baja-alta-baja y baja-alta-alta. Se le solicita al individuo en prueba que identifique o reproduzca las frecuencias escuchadas en cada secuencia.

Secuencia de patrón de duración (*Duration Pattern Sequence*)

La prueba de secuencia de patrón de duración fue desarrollada por Baran *et al.* en 1987. En esta prueba, el sonido presentado es un *tone burst* de 1.000 Hz, en el cual se ha alterado el tiempo de presentación (250 ms e 500 ms), siendo presentados tres sonidos de los cuales dos tienen la misma duración y el otro tiene una duración diferente (32). Las secuencias posibles son: corto-corto-largo, corto-largo-corto, corto-largo-largo, largo-largo-corto, largo-corto-largo y largo-corto-corto.

Prueba de detección de intervalos en ruido (GIN)

Desarrollada por Musiek *et al.* en 2003, consiste en la presentación unilateral de intervalos de silencio (de 2 a 20 ms) en ruido blanco continuo, a una intensidad confortable. Se solicita al paciente que identifique los intervalos escuchados, con el objetivo de determinar cuál es el menor intervalo que el paciente logra detectar. Los datos normativos obtenidos para la población adulta sin patología fueron de 4,8 milisegundos para el oído izquierdo y 4,9 milisegundos para el oído derecho. La GIN es una de las pruebas de evaluación de alteraciones del procesamiento auditivo que tiene valores de sensibilidad y especificidad publicados, 74% y 94%, respectivamente (29).

Tabla 2

Datos normativos de la prueba GIN (4)

| | 7 años | 8 años | 9 años | 10 años | 11 años |
|-----------------------|-----------|-----------|-----------|-----------|-----------|
| Oído derecho | 5,36±1,36 | 5,00±1,00 | 4,60±0,84 | 5,30±1,25 | 4,80±0,63 |
| Oído izquierdo | 5,00±1,34 | 4,73±1,00 | 5,10±1,37 | 4,90±0,99 | 4,10±0,87 |

Shinn *et al.* (2009) publicaron datos para niños desde 7 a 11 años con resultados obtenidos para el oído derecho e izquierdo por separado, los cuales se presentan en la tabla 2 (33).

Pruebas de interacción binaural

Las pruebas de interacción binaural son aquellas en las cuales se hace necesaria la interacción de los dos oídos para conseguir comprender la señal dicótica escuchada, separadas por diversos factores: tiempo, frecuencia e intensidad entre los dos oídos. Los estímulos son presentados en los dos oídos (pero se presentan aspectos diferentes de estímulo a cada oído) y es necesario efectuar su integración, que se piensa ocurre en el tronco cerebral, motivo por el cual estas pruebas están indicadas para investigar de lesiones en esta estructura nerviosa. Las pruebas de interacción binaural son:

Prueba de la percepción del habla alternada rápidamente

Se presentan estímulos en la forma de segmentos de 20 frases de forma alternada en los dos oídos, a intervalos de 300 ms, resultando en presentación de 10 frases en cada oído; el oído que recibe el primer estímulo es considerado el canal líder (18).

Prueba de fusión binaural

La prueba de fusión binaural fue desarrollada por Matzeker en 1959 y consiste en presentación de un estímulo del habla en los dos oídos, en donde un oído recibe el estímulo con un filtro pasa-bajo (de 500 a 700 Hz) y el otro oído recibe el mismo estímulo con un filtro pasa-alto (de 1.900 a 2.100 HZ). Matzeker verificó que los resultados obtenidos en individuos con lesiones corticales eran comparables con los obtenidos a partir de población sin patología, y verificó también que los individuos con lesiones en el tronco cerebral presentaban resultados inferiores a los de la población sin patología. Posteriormente Smith e Resnick en 1972, así como Lunn y Gilroy en 1975 (1) verificaron que los individuos con patología en el tronco cerebral presentaban alteraciones en las pruebas de fusión binaural. Las alteraciones

en el tronco cerebral están asociadas generalmente a una reducción en el resultado de esta prueba (27; 18).

PRUEBAS ELECTROFISIOLÓGICAS

Los potenciales evocados auditivos (PEA) traducen la actividad electrofisiológica en la vía auditiva, desde la cóclea hasta el córtex, producida en respuesta a un estímulo acústico. En las últimas décadas, la asociación de los métodos de evaluación objetivos con los comportamentales es una práctica corriente. Esta conjugación permite una mejor optimización del diagnóstico y realizar diagnósticos diferenciales entre patologías periféricas y centrales. Los exámenes electrofisiológicos pueden ser clasificados según la latencia en la cual ocurren, o sea, el intervalo de tiempo que media entre la presentación del estímulo y la aparición de la respuesta. Así, tenemos: potenciales evocados de latencia corta o de tronco cerebral, que surgen en los primeros 10 milisegundos, potenciales de latencia media, que surgen entre los 10 y los 80 milisegundos y, potenciales evocados tardíos, que surgen de los 80 a los 750 milisegundos (30). Entre los exámenes electrofisiológicos, los potenciales evocados de latencia media, P300; y el mapeo de la actividad eléctrica cerebral han contribuido a una definición progresiva de las áreas cerebrales responsables de la audición, ayudando a diferenciar entre el funcionamiento normal y el alterado.

Potenciales evocados auditivos de tronco cerebral

Los potenciales evocados precoces (Auditory Brainstem Response – ABR) son la prueba electrofisiológica más usada en la práctica clínica. Los ABR fueron descritos inicialmente por Jewitt y Williston en 1971, y consisten en la recogida de la actividad bioeléctrica observada en el nervio auditivo y el tronco cerebral, representada por un conjunto de siete curvas que ocurren en los primeros 10 ms tras la presentación de un estímulo auditivo. Debido a la característica de madurez neurológica, *caudal to rostral maturation*, el tronco cerebral no está totalmente mielinizado al nacimiento,

las latencias de las curvas aparecen aumentadas, siendo esta una prueba muy útil en la evaluación de la evolución de la madurez del sistema auditivo.

Potenciales evocados auditivos de latencia media

Los Potenciales Evocados Auditivos de Latencia Media (Auditory Middle Latency Responses-AMLR) fueron estudiados y descritos por primera vez por Geisler, en 1958, en el Instituto Tecnológico de Massachusetts (31; 27) utilizando estímulo tipo *Click* en individuos despiertos.

Los AMLR consisten en una serie de ondas positivas y negativas que surgen después de los potenciales evocados auditivos precoces (ABR) entre los 10 y los 90 ms de latencia posterior al estímulo.

Según Kraus *et al.*, las estructuras que están involucradas en la formación de las respuestas recabadas en los potenciales de latencia media son la vía tálamo-cortical, la formación reticular mesencefálica y el colículo inferior (32).

Los ALMR se recomiendan en la evaluación de disfunciones, de cualquier etiología, que comprometan las vías auditivas en el sistema auditivo central, entre el tronco cerebral y el córtex auditivo primario. En la población con dificultades de aprendizaje se ha documentado un aumento de la latencia del componente Na y una disminución de la amplitud (36) o ausencia del componente Pa (34).

Potenciales evocados auditivos de latencia larga

Los potenciales evocados auditivos de latencia larga, o tardíos, ocurren entre los 80 y los 600 ms y reflejan la actividad electrofisiológica cortical involucrada en las competencias de atención, discriminación, memoria y toma de decisiones (32).

Pueden ser útiles en la evaluación de las alteraciones del procesamiento auditivo por lo que deben ser parte del conjunto de pruebas de evaluación. Tienen como principal ventaja el hecho de que permiten efectuar la evaluación del sistema auditivo independientemente de las capacidades lingüísticas del individuo en prueba (35).

Tremblay *et al.* (2001) hacen referencia a que existe un aumento de la latencia de las respuestas en los potenciales tardíos en niños con alteraciones del procesamiento auditivo

y fueron correlacionadas con una reducción de la velocidad de procesamiento (36).

Mismatch negativity (MMN)

El componente *Mismatch negativity* fue desarrollado en 1978, por Näätänen y sus colaboradores y es una respuesta negativa resultante de la combinación de dos estímulos diferentes, ocurriendo entre los 100 y los 300 ms. El MMN se genera en el córtex auditivo en el lóbulo temporal, lóbulo frontal y en regiones subcorticales. El MMN está considerado como el potencial evocado más sensible en el estudio del procesamiento auditivo en el sistema nervioso central (27). Se han encontrado diferencias significativas en los resultados obtenidos para los parámetros amplitud y latencia en los estudios efectuados por Jirsa y Clontz (1990) que compararon los resultados obtenidos en los potenciales P300 y MMN de niños con alteraciones del procesamiento auditivo y niños con desarrollo dentro de lo normal (35).

P300

La onda P300 fue identificada por primera vez en los años 60 del siglo XX, generalmente recogida según el paradigma *oddball*. Se trata de un potencial cognitivo que involucra las estructuras del córtex frontal, centro-parietal y auditivo (32), pudiendo ser medida en pacientes sin patología entre las latencias 250 y 400 ms. Se trata de una prueba sensible para mediciones temporales de la actividad neuronal y está relacionada con funciones tales como la atención y la memoria inmediata. Es una evaluación de gran valor para la evaluación audiológica de niños con sospecha de alteraciones del procesamiento auditivo (27). Se han encontrado diferencias significativas en los resultados obtenidos para los parámetros amplitud y latencia en estudios efectuados por Jirsa y Clontz (1990) que compararon los resultados obtenidos en los potenciales P300 y MMN en niños con alteraciones del procesamiento auditivo y niños con desarrollo dentro de lo normal (35).

INTERPRETACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LA EVALUACIÓN DEL PROCESAMIENTO AUDITIVO

La información recabada en la evaluación del Procesamiento Auditivo Central puede ser utilizada para: identificar la presencia o ausencia de una perturbación, identificar las

competencias que pueden estar alteradas, suministrar información sobre el lugar de la lesión o de la disfunción, identificar un subperfil de la Perturbación del Procesamiento Auditivo Central y desarrollar un programa de intervención individualizado (37).

Según el modelo revisado por Bellis-Ferre, las Perturbaciones del Procesamiento Auditivo Central pueden ser encuadradas según tres perfiles primarios: déficit de decodificación auditiva, déficit prosódico y déficit de integración.

En los déficits de decodificación las competencias auditivas más afectadas son el cierre auditivo, el procesamiento temporal, la discriminación auditiva de sonidos del habla y la separación y/o integración binaural. Entre las quejas más frecuentemente manifestadas se reportan las dificultades de escuchar en una situación de ruido, solicitudes frecuentes de repetición, “fatiga” auditiva (debido al esfuerzo necesario en la tarea de escuchar); se verifican también déficits a nivel de la consciencia fonológica y un mejor resultado en tareas no-verbales que en tareas verbales. Los resultados de la evaluación del Procesamiento Auditivo Central típicamente muestran déficits bilaterales en las pruebas dicóticas con estímulos verbales (frecuentemente con resultados menos favorables en el oído derecho), déficits en las pruebas monoaurales de baja redundancia (frecuentemente con resultados menos favorables en el oído derecho), déficits de procesamiento temporal, dificultades en la discriminación de sonidos del habla (especialmente en los que presentan alteraciones acústicas espectro-temporales rápidas, como las consonantes oclusivas).

Dificultades en la secuenciación de patrones temporales, en la discriminación auditiva de estímulos no-verbales (como la frecuencia, la intensidad y la duración) y en la separación y/o integración binaural son características del déficit prosódico, traducidas clínicamente como compromiso en la comprensión de la intención (y no de contenido) de los mensajes, dificultades en la comprensión de chistes, del sarcasmo y de otros mensajes que se basen en pistas prosódicas sutiles. Pueden también observarse déficits a nivel de las competencias pragmáticas y sociales y un mejor desempeño con información concreta que con información abstracta. Las pruebas de PAC evidencian déficits del oído izquierdo en pruebas dicóticas con estímulos verbales, déficits en la secuenciación de patrones temporales (tanto con respuesta verbal como con respuesta no-verbal).

Las competencias auditivas más afectadas en el déficit de integración son la secuenciación de patrones temporales y la separación y/o integración binaural, resultando en dificultades en escuchar durante situaciones de ruido, dificultades en la localización y en seguimiento de un sonido en movimiento; frecuentemente se verifican también dificultades en tareas que exijan la interacción entre los dos hemisferios cerebrales y dificultades en la asociación grafema/fonema (37). En estos casos, la evaluación del Procesamiento Auditivo Central permite identificar déficits del oído izquierdo en pruebas dicóticas con estímulos verbales y déficits en la secuenciación de patrones temporales solamente en la situación de respuesta verbal.

Pueden existir también dos subperfiles secundarios:

- *Déficit de asociación:* caracterizado por dificultades en la aplicación de las reglas del lenguaje a la información auditiva recibida, por ejemplo, en el caso de estructuras frásicas de mayor complejidad; los resultados de la evaluación del Procesamiento Auditivo Central típicamente demuestran déficits bilaterales en las pruebas dicóticas; frecuentemente se verifican déficits a nivel de la semántica y de la sintaxis a nivel receptivo;
- *Déficit de organización del output:* caracterizado por dificultades a nivel de la secuenciación, planificación y organización de respuestas relacionadas con información o instrucciones auditivas, mostrando un desempeño superior si la información aparece escrita (37).

Sin embargo, la adecuación práctica de los diversos modelos de perturbaciones del PAC carece aún de validación científica estable, no siendo siempre posible establecer una correlación lineal entre los perfiles teóricos y las implicaciones funcionales auditivas y la consecuente orientación terapéutica y la intervención.

Una interpretación adecuada de los resultados de la evaluación debe tomar en consideración los diversos factores que influyen potencialmente en los resultados, tales como la edad, la curva de madurez, la cognición, la atención, la motivación, la memoria y las competencias lingüísticas (7), reforzando la necesidad de recopilar una historia individual exhaustiva, determinante en una intervención terapéutica precisa.

INTERVENCIÓN EN LAS PERTURBACIONES DEL PROCESAMIENTO AUDITIVO CENTRAL

La neuroplasticidad es la clave para el aprendizaje y para la rehabilitación de las Perturbaciones del Procesamiento Auditivo Central, presuponiendo que las intervenciones que estimulan apropiadamente los tejidos neuronales dotados de plasticidad deberán conducir a una alteración que permita el desarrollo de las competencias auditivas alteradas y una reducción de los comportamientos inadecuados (4). Avances en las neurociencias demuestran el papel fundamental de la plasticidad del sistema auditivo central en la producción de alteraciones en el comportamiento, a través de entrenamiento intensivo y de intervenciones terapéuticas multidisciplinarias orientadas a la adecuación de déficits auditivos específicos (7). A pesar de que la plasticidad sea mayor durante las fases primordiales del desarrollo, la investigación indica que el cerebro mantiene esta capacidad durante toda la vida, pudiendo ocurrir fenómenos de reorganización neuronal como respuesta a una lesión o como resultado de la estimulación y el aprendizaje, así como en sistemas nerviosos que alcanzaron la madurez.

Existen algunos principios fundamentales a nivel de la intervención en la Perturbación del Procesamiento Auditivo Central: debe ser individualizada, teniendo en cuenta los puntos fuertes y débiles de cada individuo y de acuerdo con los déficits identificados; debe ser multidisciplinaria (en la mayor parte de los casos) y con el cuidado de procurar la generalización para los contextos diarios; deben ser utilizadas conjuntamente intervenciones tipo *bottom-up* y *top-down*, y debe ser iniciada en cuanto el diagnóstico esté confirmado (5, 7, 8). Es importante que los principios de la intervención sean considerados en todos los contextos en los que el individuo se moviliza, para asegurar la generalización de las competencias desarrolladas: sala de terapia, sala de aula, local de trabajo, casa y, si es posible, otros lugares relevantes para la cotidianidad del individuo. Además, los aspectos comportamentales, educacionales y comunicativos también deben ser trabajados, para así alcanzar el mayor beneficio funcional posible (9). Debido a que la Perturbación del procesamiento Auditivo Central es frecuentemente un problema multifacético, se hace necesaria una intervención en equipo para dar servicio de la mejor manera al individuo y a

su familia, particularmente en situaciones de comorbilidad. La intervención multidisciplinaria y a tiempo es esencial para poder explorar al máximo la plasticidad del Sistema Nervioso Central, maximizar los resultados terapéuticos y minimizar los déficits funcionales residuales (5, 7).

Se reconoce que los resultados en varias actividades de percepción auditiva mejora con el entrenamiento. Sin embargo, los mecanismos subyacentes a este aprendizaje auditivo no están aún bien esclarecidos. Existen evidencias de la existencia de interacción entre mecanismos tipo *bottom-up* y *top-down* durante el aprendizaje (14). Las intervenciones de tipo *bottom-up* procuran llamar la atención sobre la señal acústica y entrenar competencias auditivas específicas. Las intervenciones de tipo *top-down* procuran propiciar la creación de estrategias compensatorias, para que el impacto de la Perturbación del Procesamiento Auditivo Central pueda ser minimizado, a través del fortalecimiento de aspectos como el lenguaje, la memoria y la atención (5). Los déficits de procesamiento auditivo identificados en la evaluación guían los objetivos del plan terapéutico y se debe dar prioridad a los déficits que se considere que tengan un mayor impacto funcional en los desempeños auditivo, académico, o profesional, así como a nivel social (7).

Al ser diseñado un plan terapéutico individualizado, deben considerarse tres categorías de intervención: modificaciones ambientales, estrategias compensatorias (o entrenamiento de los recursos centrales) y mejora directa de las competencias (7, 37).

Con las modificaciones ambientales se pretende mejorar el acceso a la información auditiva a través de la mejora de la señal acústica y de la facilitación del acto de escuchar en la escuela, en casa, en el trabajo o en otros sitios relevantes, procurándose crear un ambiente de escucha y de aprendizaje más redundante. Dentro de esta categoría, se consideran modificaciones de tipo *bottom-up* a la utilización de sistemas de apoyo a la escucha, intervenciones efectuadas en los edificios para reducir la reverberación y mejorar la relación señal/ruido, el posicionamiento preferencial y la reducción o eliminación de fuentes de ruido, dentro o fuera del local en análisis, entre otras. Se consideran modificaciones de tipo *top-down* a la verificación de la comprensión efectuada por parte del interlocutor, la utilización de pistas visuales o multimodales y de demostraciones prácticas, la reducción del ritmo del habla, la repetición de la información más

importante, la repetición utilizando otras palabras, la indicación de instrucciones por escrito y la enseñanza previa de nueva información o de nuevo vocabulario (38, 7, 8). Es importante referir que los adultos necesitan de por lo menos +6dB de relación señal/ruido para una comunicación en buenas condiciones. Sin embargo, los niños con audición periférica normal necesitan de una relación señal/ruido de +10 dB y niños con dificultades de Procesamiento Auditivo Central necesitan de relaciones señal/ruido superiores (39). Las estrategias compensatorias o el empleo de los recursos centrales sirven para ayudar al individuo a superar la disfunción residual y a lidiar con cuestiones motivacionales o déficits asociados, a través del refuerzo de competencias de tipo *top-down*. Así, se procura fomentar una actitud activa, fomentar la toma de responsabilidad por parte del individuo relativamente a su escucha y a su aprendizaje y desarrollar competencias metalingüísticas y metacognitivas (incluyendo la memoria y la atención) (7, 37). Se emplean estrategias para ayudar a los individuos a monitorear activamente su comprensión auditiva, así como para desarrollar competencias de resolución de problemas (38).

A través de la mejora directa de las competencias se procura optimizar el desempeño auditivo, modificando la forma como el cerebro procesa el estímulo auditivo. En esta categoría surgen actividades de tipo *bottom-up* que procuran maximizar la neuroplasticidad, mediante entrenamiento auditivo, con la ayuda de una lista de tareas acústicas que comparten el objetivo común de estimular las vías auditivas y neuronales. Este entrenamiento debe ser intenso, frecuente y suficientemente desafiante, procurando trabajar cerca del umbral de la competencia, con una graduación de nivel de dificultad adecuada. La participación activa del individuo, el *feedback* inmediato y el refuerzo positivo son aspectos fundamentales en este proceso.

Estas tareas pueden ser de tipo formal o informal, de acuerdo al nivel de control que presenten (de los aspectos acústicos, del grado de dificultad y del desarrollo del trabajo junto al umbral de competencia), o sea, en el entrenamiento formal estos aspectos son controlados de forma más eficaz (8).

En el entrenamiento auditivo formal se desarrollan tareas auditivas específicas (como la integración binaural, la separación binaural, el cierre auditivo, el procesamiento temporal, la interacción binaural...), en una cabina tratada acústicamente y con la utilización de auriculares. El audiólogo

controla las características acústicas de la señal enviada al individuo (por ejemplo, la intensidad del estímulo, la relación señal/ruido utilizada...) y el oído para el cual es enviada la señal, y va alterando las características acústicas de la señal en respuesta a la evolución presentada por parte del individuo.

El entrenamiento auditivo informal es fundamental en el proceso de generalización y las competencias auditivas para las experiencias del día a día, utilizado en conjunto con el entrenamiento formal. A continuación se presentan algunos modelos de entrenamiento auditivo informal (6):

- **Entrenamiento de escucha dicótica e interacción binaural:** actividades de integración y separación binaural, de forma semejante al entrenamiento formal, pero con la limitación de la imposibilidad de determinar correctamente los niveles de intensidad; entrenamiento del habla en el ruido; localización sonora y seguir el sonido.
- **Entrenamiento de cierre auditivo:** actividades como la “desaparición” de una palabra, sílaba o fonema; entrenamiento del habla en ruido; comprensión de pronunciaciones diferentes; entrenamiento al teléfono (los teléfonos no ofrecen una réplica exacta del estímulo del habla original; la dificultad aumenta con la distorsión de la señal por dificultades en la recepción, o en la presencia de ruido de fondo).
- **Entrenamiento musical:** la música activa una red neuronal bilateral alargada y exige el desarrollo de competencias de procesamiento temporal; la prosodia (entonación, acentuación y ritmo) se basa en el mismo sistema neuronal que para la percepción del *pitch* melódico (el orden de las notas musicales); el entrenamiento musical mejora las competencias a nivel de la detección de alteraciones temporales en los sonidos; ejemplos de actividades: sillas musicales, reconocimiento de música solamente por la melodía, melodías presentadas de forma dicótica, retirar la letra de la música, aprender a tocar un instrumento musical.
- **Entrenamiento de patrones temporales y prosodia:** actividades con sonidos no-verbales que se diferencian por el *pitch* (tono), *loudness* (volumen) o el ritmo; acentuación silábica; acentuación y pausas entre palabras y dentro de frases; extracción de palabras-clave (típicamente dichas con mayor entonación); leer en alto con entonación; comprensión de las intenciones: tono de voz, sarcasmo y chistes.

- *Entrenamiento de discriminación auditiva:* actividades con sonidos no-verbales (cortos/largos; poco/muy intensos; agudos/graves); actividades con sonidos verbales aislados (Ej.: /f/ vs. /v/), sílabas (Ej.: /so/ vs. /su/) y palabras (Ef.: cuarto/cuatro); coarticulación-concienciación de las diferencias en la producción de fonemas teniendo en cuenta el contexto en el que surgen.
- *Entrenamiento de la consciencia fonológica y fonética:* actividades comunes en la intervención con niños con perturbaciones fonológicas o dificultades a nivel de la lectura y escritura.
- *Actividades de transferencia inter-hemisférica:* ejercicios que requieren transferencia interhemisférica rápida a través del cuerpo calloso pueden ser importantes para niños con déficits a nivel de la integración y/o de la separaciones binaurales; verbalización y acción motora con la mano izquierda; música asociada la lenguaje (tocar piano y decir las notas al mismo tiempo, cantar, oír música con atención a la letra; actividades de danza.

En el caso de individuos adolescentes o en edad adulta, los planes de intervención deben tomar en cuenta el aumento el número de diferentes contextos en que se mueven, así como considerar modificaciones académicas o vocacionales, consejo psicológico y consejo profesional. Los recursos de apoyo en el lugar de trabajo, en casa y en la comunidad pueden ser fundamentales. Para adultos mayores, los planes de intervención necesitan tomar en consideración no solamente las dificultades auditivas, sino también el decaimiento cognitivo (10).

En los últimos años se han desarrollado varios materiales de intervención, tanto para el entrenamiento auditivo formal como para el informal. La utilización de programas informáticos presenta varias ventajas, sobre todo para el trabajo con la población pediátrica, tal como un formato motivador, la posibilidad de estimulación multisensorial, *feedback* y refuerzo generoso y la oportunidad de entrenamiento intensivo y adaptable. Sin embargo, es importante no descuidar la importancia de la construcción de los planes de intervención individualizada, teniendo en cuenta las características específicas de cada caso, por lo que la selección (o la construcción) del material utilizado deberá seguir el mismo criterio.

La intervención debe ser iniciada lo más temprano posible a partir del diagnóstico. En el caso de niños pequeños con

sospecha de Perturbación del Procesamiento Auditivo Central, pero para quienes aún no ha sido posible llegar a un diagnóstico preciso, para que la intervención pueda ser a tiempo debe iniciarse una estimulación auditiva enriquecida (con juegos auditivos, como las sillas musicales y *software* para entrenamiento de la percepción del sonido en ruido, la discriminación de fonemas, rimas y músicas, etc.), con mucho apoyo cercano por parte de la familia (7).

Es difícil cuantificar el tiempo necesario para que surjan las mejoras derivadas de la intervención terapéutica, lo que complica las decisiones terapéuticas con respecto al mantenimiento o alteración del programa terapéutico. Sin embargo, dado que el curso de los periodos críticos que ocurren antes de la estabilización de la función neuronal aún no ha sido completamente establecido y puede extenderse hasta la edad adulta, los esfuerzos de intervención tienen sentido a lo largo de todo el ciclo de vida.

CONCLUSIÓN

El área de investigación del Procesamiento Auditivo Central ha recibido atención creciente en las últimas décadas. A pesar de eso, se verifica, hasta el momento, la falta de un *gold standard* (regla de oro) para el diagnóstico y para la intervención a nivel del Procesamiento Auditivo Central, determinada por la escasez de datos sólidos sobre la eficacia de los diversos modelos de intervención en el Procesamiento Auditivo Central propuestos hasta el momento (6). El área del procesamiento auditivo exige, actualmente, investigación profunda y constante actualización por parte de los profesionales involucrados en el diagnóstico y en la intervención.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bellis, T. J. *Assessment and Management of Central Auditory Processing Disorders in the Education Setting: From Science to Practice*. 2ª. Clifton Park, NY: Thomson-Delmar Learning, 2003. 0-7693-0130-4.
2. Bamiau, D. E. ; Musiek, F. E.; Luxon, L. M. Aetiology and clinical presentations of auditory processing disorders: a review. *Arch Dis Child*, 2001, 85 (5): 361-365.

3. Bamiou, D. E. ; Musiek, F. E.; Luxon, L. M. Aetiology and clinical presentations of auditory processing disorders: a review. 2001, *Arch Dis Child*, 85 (5): 361-365.
4. Chermack, G.; Musiek, F. *Handbook of (Central) Auditory Processing Disorder*, Volume II: Comprehensive Intervention. San Diego: Plural Publishing, 2007.
5. ASHA. *(Central) Auditory Processing Disorders [Technical Report]*. Available from www.asha.org/policy: 2005.
6. BSA, Audiology. *An overview of current management of auditory processing disorder*, 2011.
7. AAA. *American Academy of Audiology Clinical Practice Guidelines: Diagnosis, Treatment and management of Children and Adults with Central Auditory Processing Disorder*. August: American Academy of Audiology, 2010.
8. Bellis, T. J.; Anzalone, A. M. *Intervention Approaches for Individuals With (Central) Auditory Processing Disorder. Issues in communication science and disorders*. 2008, Vols. 35; 143-153.
9. Mülder, Rogiers, Hoen. Auditory Processing Disorders I: definition, diagnostic, etiology and management. *Speech and Hearing Review*. 2007, Vol. 6.
10. CISG. *Canadian Guidelines on Auditory Processing Disorder in Children and Adults: Assessment and Intervention*. December: The Canadian Interorganizational Steering Group for Speech-Language Pathology and Audiology, 2012.
11. Moore, D., et al. Development of Auditory Processing in 6 to 11 years old Children. 2011, *Ear & Hearing*, Vol. 32, 269-285.
12. Bocca, E.; Calearo, C.; Cassinari, V. A New Method for Testing Hearing in Temporal Lobe Tumors. 1954, *Acta Otolaryngologica* (Stockholm), 44, 219-221.
13. Krishnamurti, S. Monoaural Low-Redundancy Speech Tests - Chapter 8, in Musiek, F.E.; Chermak, G. *Handbook of (Central) Auditory Processing Disorders - Auditory Neuroscience and Diagnosis*. San Diego: Plural Publishing, 2007, Vol. I, 193-205.
14. Kimura, D. Some effects of temporal lobe damage on auditory perception, in Musiek, F. E. (1987), *Central Auditory Assessment: Thirty Years of Challenge and Change: Ear and Hearing*, 1961, Vols. 8, nº 4 Supplement, 22S-35S.
15. Kimura, D. Cerebral dominance and the perception of verbal stimuli. 1961, *Canadian Journal of Psychology*, 15; 166-171.
16. Mueller, H. G.; Kathryn, E.; Bright, E. Testes Centrais: Procedimentos Utilizando Monossílabos, in Katz, J. *Tratado de Audiología Clínica*. 4ª. New York: Manole, 1999.
17. Pereira, L.; Schochat, E. *Testes Auditivos Comportamentais para Avaliação do Processamento Auditivo Central*. S. Paulo: Pró-Fono, 2011.
18. Gelfand, S. A. Behavioral Tests for Audiological Diagnosis. *Essentials of Audiology*. 3ª. New York: Thieme, 2009, 10, 302-331.
19. Katz, J.; Basil, R. A. *A Staggered Spondaic Word Test for Detecting Central Auditory Lesions*. 1963, *Annals of Otolaryngology, Rhinology and Laryngology*, Vol. 72, 908-918.
20. Katz, J. The SSW Test: An Interim Report. 1968, *Journal of Speech and Hearing Disorders*, Vol. 33, 132-146.
21. Willeford, J. A.; Burleigh, J. M. Testes Centrais: Procedimentos Utilizando Sentenças. In J. Katz. *Tratado de Audiología Clínica*. 4ª. New York: Manole, 1999, 18, 254-266.
22. Musiek, F. E., et al. GIN (Gaps-In-Noise) Test Performance in Subjects with Confirmed Central Auditory Nervous System Involvement. 2005, *Ear & Hearing*, 608-618.
23. Houston, L. M. *A Standardization Study of the Time Compressed Sentence Test*. Cincinnati: University of Cincinnati, 2002.
24. Shinn, J. B. Temporal Processing: the basics. 2003, *Hear Journal*, Vols. 56, nº 7, 52.
25. Stach, B. A. Diagnosing Central Auditory Processing Disorders in Adults, in Roeser, R. J.; Valente e Hosford-Dunn, M. *Audiology Diagnosis*. New York: Thieme, 2000, 16, 355-379.
26. Hall, J. W. Overview of Auditory Neurophysiology. Past, Present and Future. *New Handbook of Auditory Evoked Response*. Boston: Pearson, 2007, I, 1-34.
27. Keith, R. W. Diagnosing Central Auditory Processing Disorders in Children, in Roeser, R. J.; Valente, M. e Hosford-Dunn, H. *Audiology Diagnosis*. New York: Thieme, 2000, 337-353.
28. Shinn, J. B. Temporal Processing and Temporal Patterning Tests, in Musiek, F. E.; Chermak, G. D. *Handbook of (Central) Auditory Processing Disorder - Auditory Neuroscience and Diagnosis*. New York: Plural Publishing, 2007, Vol. I, 231-256.
29. Shinn, J.; Chermak, G.; Musiek, F. GIN (Gaps-in-Noise) Performance in the Pediatric Population. 2009, *J Am Acad Audiol*, 20: 229-238.

30. Musiek, F. E.; Rintelman, W. *Perpectivas Atuais em Avaliação Auditiva*. S.PAULO: MANOLE, 2001.
31. Katz, J. Avaliação Comportamental: Funções Auditivas Centrais. *Tratado de Audiologia Clínica*. S. Paulo: Manole, 1999.
32. Kraus, N.; McGee, T. Auditory-Related Potentials, in Katz, J. *Handbook of Clinical Auditory*. 4ª. Baltimore: Williams & Wilkins, 1994, 27, 406-426.
33. Purdy, S. C.; Kelly, A.; Davis, M. Auditory brainstem response, middle latency response, and late cortical evoked potentials in children with learning disabilities. 2002, *Journal of the American Academy of Audiology*, 13, 367-382.
34. Jerger, S.; Jerger, J. Audiologic applications of early, middle and late auditory evoked potentials. 1985, *The Hearing Journal*, 38, 31-36.
35. Jirsa, R. E.; Clontz, K. B. Long Latency Auditory Event-Related Potentials from Children with Auditory Processing Disorders. 1990, *Ear and Hearing*, Vols. 11, nº 3, 222-232.
36. Tremblay, K., *et al.* Central auditory plasticity: changes in the N1-P2 complex after speech-sound training. 2001, *Ear and Hearing*, Vol. 22, 79-90.
37. Bellis, T. J. *Assessment and Management of Central Auditory Processing Disorders in the Education Setting: From Science to practice: 2nd Edition*. San Diego: 2011. Vol. Plural Publishing.
38. Slauterbeck, B. L. *Interventio Approaches for Children Diagnosed with (central) Auditory Processing Disorders (CAPD): Pediatrics CATs*, 2009.
39. Coen-Cummings, M.; Geiger, D. *Direct Intervention for language and Auditory Processing Disorders: OSLHA Convention*, 2011.

CAPÍTULO 12
HIPOACUSIA NO ORGÁNICA

12. HIPOACUSIA NO ORGÁNICA

M^a IGNACIA PITARCH RIBAS*, ANTONIO MORANT VENTURA
Y PAZ MARTÍNEZ BENEITO

INTRODUCCIÓN

Elegir el título de este capítulo es el primer problema con que el autor tropieza al enfrentarse a este tema, ya que si bien en toda la bibliografía consultada existe unanimidad al describir el hecho clínico al que nos referimos, la gran variedad de situaciones psicógenas o intencionadas que pueden condicionarla hace que los diferentes autores tomen partido por una u otra, en relación con su experiencia o particular acercamiento al tema de la hipoacusia no orgánica.

Hipoacusia no orgánica, hipoacusia funcional, pseudohipoacusia, hipoacusia psicógena o histérica, trastorno de conversión, simulación... son los términos que en la bibliografía consultada se manejan a veces de forma bastante aleatoria para referirse a un hecho: la discrepancia entre los umbrales auditivos reales y los admitidos por el paciente (1) o dicho de otra manera, la pérdida total o parcial de audición, unilateral o bilateral referida por el paciente y documentada mediante una audiometría tonal, sin que exista una causa orgánica o patología real. Su diagnóstico está basado en las divergencias entre los resultados “alterados” de la audiometría tonal liminar y la normalidad de otros test audiológicos subjetivos y/o objetivos.

Coincidimos con otros autores (1, 2) en que la forma más neutral, aséptica o imparcial de denominar a esta clara discrepancia sería hipoacusia no orgánica. El término hipoacusia funcional (3) también es utilizado con la misma actitud neutral por otros autores. La terminología, sin embargo, cambia cuando podemos explicar el porqué de esta “pseudohipoacusia”.

ETIOLOGÍA

Intentado hacer una clasificación, podríamos subdividir las hipoacusias no orgánicas, atendiendo a su probable etiología en:

1. *Hipoacusia simulada*. Nos referimos a los pacientes simuladores (falsos enfermos). La terminología anglosajona utiliza, para referirse a estas hipoacusias, la palabra *malingering* rotundamente más apropiada, porque con este término queda explícita la intencionalidad del paciente que no solo simula sino que además esconde una clara actitud de engaño con la intención de conseguir un beneficio personal. Es la forma de hipoacusia no orgánica más empleada para evitar ser reclutado por ejército, eludir un trabajo no deseado o tener acceso a compensaciones económicas, pensiones, desgravaciones, etc. (4). El término “simulador”, indica que se está fingiendo una enfermedad pero no lleva la connotación de la motivación, es decir, la intención de engañar. Se utiliza porque así es como lo empleamos en la clínica otorrinolaringológica española, sin embargo, hay que tener en cuenta que en el paciente simulador se une al fingimiento la intención clara de engaño o estafa.
2. *Hipoacusia psicógena*. Nos referimos a este tipo de hipoacusias no orgánicas cuando existe un conflicto emocional previo, por ejemplo, un estado de ansiedad.

La ansiedad es una de las emociones que más daña la integridad física de la persona. En general, la ansiedad es una reacción natural ante una amenaza real, si esta cede, la ansiedad desaparece. Por el contrario, una ansiedad neurótica implica una reacción excesiva que puede continuar incluso cuando la misma amenaza externa desaparece. En raras ocasiones, el paciente reconoce conscientemente la causa de su ansiedad. Aunque es difícil fuera del ámbito de la psiquiatría saber en qué momento el paciente traslada todo su componente ansioso a un órgano, el hecho es que cuando la somatización en forma de hipoacusia o franca sordera, unilateral o bilateralmente se produce, el paciente comenzará a quejarse de su déficit auditivo a veces acompañado de otros síntomas, insomnio, vértigo, acúfenos insoportables... de forma que esta, la hipoacusia pasa a ser su problema, cuando en realidad es su ansiedad y sobre todo el origen de la misma es su verdadero problema (5).

* M^a Ignacia Pitarch Ribas. Teléfono de contacto: 607 740 056 / 963 694 645 E-mail: mignacia.pitarch@uv.es

Cuando toda la ansiedad es transferida al oído estamos ante un verdadero trastorno de conversión. Llegado este punto el paciente se hace indiferente al síntoma, no muestra una reacción emocional ante su hipoacusia, a pesar de su aparente severidad y puede incluso retrasar una consulta médica. La razón estriba en que él ha resuelto su “conflicto emocional” al darle una forma somática. No deja de ser una pura ilusión y será solo el psiquiatra el que podrá actuar llegado este extremo (5).

Diferentes autores tratan el tema de la hipoacusia psicógena (6, 7, 8) y en general los términos hipoacusia psicógena y trastorno de conversión se utilizan aleatoriamente. La Sociedad Americana de Psiquiatría (9) categoriza a la hipoacusia psicógena como uno más de los Trastorno de Conversión, refiriéndose a ellos como “presencia de uno o más síntomas centrados generalmente en aparato locomotor y/o órganos sensoriales, que sugiere una patología pero que no se puede explicar por la presencia de una enfermedad física [...]”.

Según lo hasta ahora expuesto, las hipoacusias no orgánicas o funcionales quedarían divididas en dos grandes grupos, por una lado, las simuladas (con intencionalidad) y en el punto opuesto las psicógenas (sin intencionalidad).

Ante esta franca dicotomía Austen y Lynch (4) establecen en medio de estas dos categorías una tercera, a la que las autoras se refieren como trastorno o hipoacusia facticia.

En el trastorno facticio, el paciente quiere efectivamente asumir un rol de enfermo y lo hace conscientemente llevado por lo que para él supone una necesidad dentro de la sociedad en que se mueve. El rol de enfermo es asumido como una vía para obtener una compensación siempre en el terreno psicosocial. Existe como en el paciente simulador, una fabulación, pero la satisfacción o la ganancia que se obtiene de ella es puramente interior. Como, por ejemplo, simular una hipoacusia por el temor de no superar los retos que dentro de una sociedad competitiva el paciente piensa que debe asumir pero que considera insuperables, o para sentirse aceptado dentro de una comunidad (por ejemplo, el niño que no alcanza los hitos escolares que de él se esperan, una hipoacusia lo libera de un compromiso inasumible y para él justifica su bajo rendimiento escolar), o como medio para disminuir una situación de presión laboral. En cierta manera se podría ver como una conducta adaptativa para superar una situación más o menos estresante (6).

Las autoras (6) explican claramente a lo largo de este artículo como el trastorno facticio rompe la impracticable dicotomía, simulación *versus* conversión, y permite una mejor comprensión de los factores biopsicosociales que envuelven a la hipoacusia no orgánica. Las figuras 1 y 2 tomadas de su trabajo ilustran cómo hay que entender estas tres situaciones, no como entornos estancos sino como una verdadera secuencia.

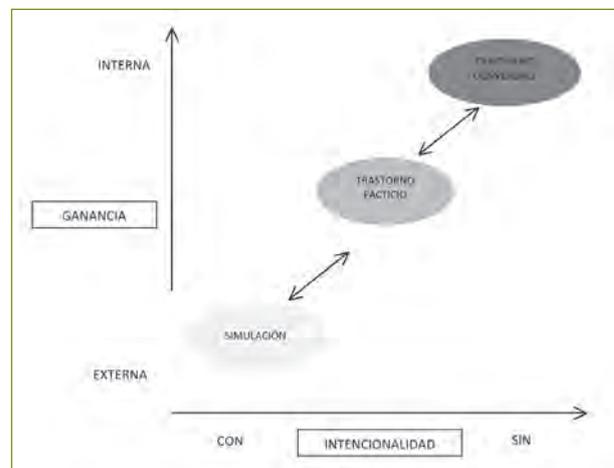


Figura 1

Modelo de Austen-Lynch. Ilustración de las tres categorías diagnósticas de las hipoacusias no orgánicas. Lo más importante es subrayar cómo dependiendo del grado de intencionalidad y la ganancia que el individuo puede obtener de ellas, puramente interna o externa, diferenciamos las tres categorías. Estas no se pueden entender como compartimentos estanco sino formando parte de una continuidad o secuencia. Este modelo deja ver, cómo a lo largo de su evolución, es posible pasar de una a otra de estas tres categorías.

En general a lo largo de este capítulo, excepto cuando nos refiramos a su diagnóstico y tratamiento hablaremos de hipoacusia no orgánica, sin especificar si nos referimos a un simulador, un trastorno facticio o uno conversivo, entre otras cosas porque no existen estadísticas de morbilidad o prevalencia referidas específicamente a cada uno de estos grupos, con una honrosa excepción: los niños. En ellos nunca se considera la posibilidad de una simulación, sus intereses pueden ser de índole psicosocial o un verdadero trastorno conversivo, pero nunca crematístico.



Figura 2

Modelo de Austen-Lynch. Ilustra la mayor o menor consistencia que los pacientes exhiben durante las pruebas diagnósticas en relación con las tres categorías diagnósticas. El simulador va a presentar respuestas a las pruebas audiológicas muy poco consistentes, y, por tanto, mejor identificables. En el extremo opuesto tendremos el trastorno conversivo.

MORBILIDAD, PREVALENCIA, EDAD, SEXO

Jerger & Jerger (1981) estiman que la prevalencia de hipoacusia no orgánica no sería superior a un 2%, en la población general; alcanzaría hasta un 7% en niños entre 6-17 años y si nos referimos a grupos de población en los que la búsqueda de compensaciones económicas o exenciones para servicios militares predomina entonces los porcentajes pueden alcanzar entre 10-50%. (4). Conductas no-orgánicas, por otra parte, se observan en otros ámbitos médicos, afectando a otros órganos sensoriales o a funciones motoras (4).

La prevalencia de hipoacusia no-orgánica en niños está bien documentada (1, 10, 11). Las edades de presentación, entre las diferentes series analizadas, oscilan entre los 6-18 años. Una edad media típica de presentación se sitúa entre los 10-12 años, sin embargo, situaciones estresantes (exámenes importantes en su vida académica) pueden producir un segundo pico de edad, más tardío. Y aunque es raro encontrarla por debajo de los 7 años siempre en alguna serie aparecen casos a los 6 incluso a los 5 años.

En cuanto a la distribución por sexos, es evidente una predominancia por el sexo femenino, corroborado por todos los

autores revisados. El ratio podría oscilar en un rango entre 2:1 hasta 10:1 (2)

FORMAS DE PRESENTACIÓN

El origen mismo de esta hipoacusia ya puede avisar sobre la diversidad de formas clínicas con las que el otorrinolaringólogo se va encontrar (o a “no encontrar”), ya que si no se piensa en ella, si se desconoce o no se presume su posibilidad, nunca se diagnosticará y nunca pasará a formar parte de las cifras de prevalencia citadas. La hipoacusia no orgánica en adultos como en niños puede presentarse de forma unilateral o bilateral, podrá ser desde moderada o severa a una franca hipoacusia profunda. Tampoco, su debut añade ningún dato. Así, pues, puede debutar de forma súbita y bilateral y también, aunque menos frecuentemente, adoptando la forma de una hipoacusia brusca unilateral (6) siendo generalmente objeto de tratamientos corticoides agresivos, pruebas de imagen innecesarias, sofisticadas pruebas de laboratorio, etc.

Cuando el inicio es súbito (unilateral o bilateral) el origen de estas hipoacusias no orgánicas suele esconder una situación altamente estresante, que da lugar a este trastorno conversivo o puede tratarse también de pacientes en cuyo historial existen comorbilidades con otras patologías de origen psicógeno, depresiones, esquizofrenias, o incluso trastornos conversivos recurrentes (12).

También están descritos en la literatura, esta vez, en niños, casos donde la hipoacusia no orgánica apareció tras un antecedente traumático, golpe, puñetazo o bofetada en el área auricular o incluso tras estar sometido a un tratamiento quimioterápico potencialmente ototóxico (1). Si no se sospecha la posibilidad de una hipoacusia no orgánica tras un antecedente traumático, es muy posible que el niño no se libre de un TC, el inicio de un tratamiento corticoideo o incluso su inclusión en un parte quirúrgico, cuando no una intervención. Tengamos en cuenta que una hipoacusia de origen traumático puede ser desde leve o moderada a profunda (una interrupción de cadena, una fístula perilinfática, una fractura temporal, una conmocion laberíntica...). Antes de embarcarnos en esta vorágine diagnóstica, debemos descartar una hipoacusia no orgánica.

Frente a estas formas de presentación súbita también podemos encontrarnos con hipoacusias no orgánicas de larga evolución. Nosotros diagnosticamos una hipoacusia neurosensorial bilateral de grado moderado y prescribimos una adaptación audiotrófica bilateral en una niña de 8 años. Durante 4 años acudió puntualmente a sus revisiones anuales. Experimentaba oscilaciones que nos llevaron a pensar en un origen autoinmune, se le realizaron pruebas de laboratorio e incluso un Western Blood. Un ingreso por un cuadro vertiginoso de origen inexplicable (ni central ni periférico) nos llevó a realizarle estudio de otoemisiones acústicas y potenciales evocados auditivos, que resultaron absolutamente normales. Visto desde la perspectiva actual parece imposible no haberlo diagnosticado. La niña fue diagnosticada de trastorno conversivo. Y por citar otro caso extremo, recientemente nos fue remitida para valoración de implante coclear una niña de 12 años con una hipoacusia neurosensorial bilateral rápidamente progresiva, con adaptación audiotrófica bilateral, ya insuficiente. El estudio preimplante reveló una hipoacusia no orgánica por un trastorno que evaluamos como facticio.

También se citan en la literatura casos en los que la hipoacusia no orgánica puede ir sobreañadida a una hipoacusia real de causa física, por ejemplo, en niños con patologías recurrentes de oído medio (4).

En cuanto a las formas que puede adoptar el audiograma, si bien clásicamente se las identificaba con curvas aplanadas o en cuerda floja, actualmente no se refieren patrones audiométricos consistentes (4). No es raro encontrarse con perfiles descendentes o francas hipoacusias profundas, de diferentes formas y grados.

DIAGNÓSTICO

Para diagnosticar una hipoacusia no orgánica, hay que “pensar en ella”, hay que establecer una sospecha, ya que el paciente con su historial y su actuación, intencionada o no, psicógena o facticia pero teatral al fin, solo pretenderá que no la diagnostiquemos. Por esta razón hasta la llegada a la clínica de técnicas objetivas de valoración de la audición como potenciales del tronco cerebral, reflejo estapedial y otoemisiones acústicas, llegar al diagnóstico de una hipoacusia no orgánica suponía a veces un auténtico desafío.

Se desarrollaron técnicas audiométricas cuya única finalidad era “desenmascarar al simulador”. Citaremos aquí las que actualmente aún pueden ser útiles para confirmar nuestra sospecha. Sin embargo, consideramos que el Gold Standard son las pruebas objetivas otoemisiones acústicas y potenciales evocados auditivos de tronco cerebral, o de estado estable.

PRIMEROS SIGNOS DE ALARMA

La historia clínica del paciente debe por lo menos darnos pistas sobre todo si el paciente pudiera ser un simulador en potencia o presentar un trastorno facticio o conversivo.

Si la audiometría es para un informe jurídico o para solicitar una minusvalía, si el paciente hace aspavientos como manifestando su falta de audición... hay que realizar la audiometría y corroborar los resultados con unos potenciales del tronco. Si es un paciente con historial de patologías múltiples, tratamientos con neurolépticos... hay que valorar la posibilidad de un trastorno conversivo, si se trata de un niño, en general sin patología ORL, donde a pesar de los resultados tan alterados de la audiometría tonal liminar que aporta, los padres apenas son conscientes del problema, valoraremos por lo menos la posibilidad un trastorno facticio o conversivo.

La forma de hacer la audiometría tonal liminar puede hacer sospechar una hipoacusia no orgánica. El paciente duda en reproducir respuestas, que había contestado fielmente y sin vacilar minutos atrás... en niños es bastante común ver una actitud “pensante” de gran concentración, como si fuera un acto de suma dificultad apretar el botón o levantar la mano... si en ese momento el audiólogo establece la sospecha, hay que cambiar la estrategia de actuación con la audiometría. Advertimos al niño que debe relajarse, estamos jugando, no hace falta que piense. Nosotros convertimos la audiometría en un juego ágil en el que vamos a pasar rápidamente de una frecuencia a otra siempre a intensidades altas que según nuestra curva “previa” y potencialmente falsa son supraumbrales y subrepticamente iremos descendiendo el umbral. A veces sirve, otras no, pero sí puede darnos pie para establecer una clara sospecha y pasar a otras pruebas de confirmación, sin embargo, hasta al audiólogo más avezado puede pasar por alto una hipoacusia no orgánica, sobre todo, si confiado en su propia experiencia no comprueba

los resultados más de una vez, ya que se considera capaz de realizar una audiometría con una rapidez extrema.

SIGNOS DE ALARMA AL REALIZAR LA AUDIOMETRÍA TONAL LIMINAR /VOCAL

- La falta de acuerdo entre los resultados de la audiometría tonal liminar y la audiometría vocal, al igual que la falta de congruencia entre los resultados de ambas y su conducta auditiva. Para ilustrar la importancia de observar la conducta auditiva tenemos el ejemplo de una niña de 8 años que tras realizar una audiometría de resultados penosos, le comentamos a través del micrófono del audiómetro y, por supuesto, evitando toda pista visual y en un tono casi imperceptible: “Realmente estás muy sorda porque, ¿no oyes nada, verdad?” y contestó con gran ingenuidad, “No, nada”. La ingenuidad del niño, sin embargo, no tiene nada que ver con la intencionalidad de un adulto, más si se trata de un simulador o un trastorno conversivo en el que el propio paciente está absolutamente convencido de su propia hipoacusia y como hipoacúsico se comportará.
- Ausencia de curva fantasma. En hipoacusia no orgánica unilateral al hacer la audiometría tonal liminar. El paciente asume que no hay nada que oír por ese oído, así que, como no entiende de atenuación interaural, y pese a tener una normoacusia del otro oído, no tendrá nunca una curva fantasma.
- Se puede observar una ausencia de respuesta al vibrador por vía ósea en el lado que sospechamos la hipoacusia no orgánica (menos frecuente).
- En ocasiones un curva audiométrica significativamente plana, como ya hemos mencionado anteriormente, puede ser una forma de presentación de una hipoacusia no orgánica, pero este punto al igual que el anterior no siempre se cumplen.

TESTS PARA CORROBORAR UNA SOSPECHA

El audiólogo debe determinar si un déficit auditivo existe y estimar cuáles son los umbrales reales. Muchos de los test para valorar una hipoacusia no orgánica intentan confundir al paciente con el fin de proporcionar evidencias claras de una hipoacusia no orgánica. Algunos test por otra parte pueden facilitarnos umbrales de audición reales bastante aproximados (13).

Existen múltiples test que a lo largo de los años se han ideado con el fin de afianzar un indicio de una hipoacusia no orgánica. Citamos a continuación aquellos que nos siguen pareciendo vigentes y útiles por su facilidad de realización y rapidez en la información que aportan (5, 13):

- *Test de Stenger*. Solo útil para hipoacusias no orgánicas unilaterales. Basado en el fenómeno de Stenger: “Cuando un sonido de la misma frecuencia pero de distinta intensidad se presenta en ambos oídos al mismo tiempo, sólo se percibirá aquel que sea de mayor intensidad”. En el oído normoacúsico presentamos un tono 10 dB por encima de lo que marca su umbral tonal y que nuestro paciente percibe perfectamente y así nos lo hace constar. Ahora introducimos en el oído “sordo” —en el que sospechamos la pseudohipoacusia— un tono 10 dB por debajo del umbral por él marcado en ese oído. Si la hipoacusia es genuina o real, el paciente seguirá escuchando solo el tono introducido por el oído sano, pero si se trata de una pseudohipoacusia no admitirá nunca oírlo por el oído pseudohipoacúsico y como realmente por el oído sano no lo oye (en virtud del fenómeno de Stenger), no admitirá oír nada por ningún oído. La segunda parte de este test consiste en ir reduciendo la intensidad del sonido en el oído pseudohipoacúsico hasta que el nivel de interferencia contralateral sea mínimo y entonces admitirá que lo oye por el oído sano. Es aproximadamente

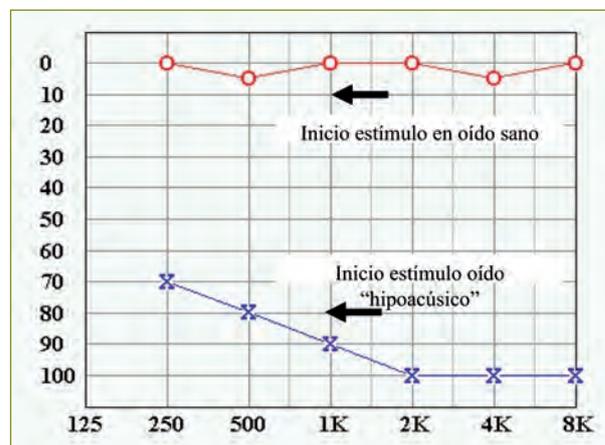


Figura 3
Test de Stenger. Ejemplo a 1.000 Hz.

al llegar a este punto donde se considera que debe situarse el umbral real del oído pseudohipoacusico (figura 3).

- **Test de Lombard.** Está basado en el principio de que un normoyente eleva su voz en presencia de ruido de fondo. Se puede utilizar tanto para hipoacusias no orgánicas unilaterales como bilaterales. Cuando la hipoacusia no orgánica es bilateral, se le solicita al paciente que lea de viva voz un texto y al mismo tiempo y sin previo aviso se va introduciendo un ruido de fondo a través de auriculares y gradualmente se va incrementando su intensidad. Si el déficit de audición es real el ruido no le afectará por lo menos hasta que no exceda su nivel de hipoacusia, si se trata de una simulación el paciente irá elevando su volumen de voz progresivamente y sin darse cuenta. Si la hipoacusia no orgánica es unilateral, el sonido enmascarante se pone solo en el oído “hipoacúsico” y al mismo tiempo se le puede indicar que lea un texto, o repita un listado de palabras de nuestra batería de test vocales. El resultado es el mismo, al elevar el volumen del sonido enmascarante, va elevando progresivamente su volumen de voz.
- **“The delayed Speech Feedback también denominado DAF (Delayed auditory Feedback)** que podríamos traducir como “Test del discurso retrasado por retroalimentación”. En este test al paciente con los auriculares puestos se le pide que lea un pasaje en voz alta. Su voz es grabada y devuelta al paciente a través de los auriculares, con apenas unas décimas de segundos de retraso, a una intensidad 10-20 dB por debajo del umbral por el definido previamente en audiometría verbal. Si el paciente realmente oye su propia voz con un levísimo retraso al mismo tiempo que habla, su discurso se vuelve lento, torpe y tartamudeante.
- **El test del SÍ/NO.** Es un test muy sencillo y sobre todo utilizado para valoraciones de hipoacusias no orgánicas en niños. Se le indica al paciente que diga “sí” cuando oye un tono y “no” cuando no lo oye. La ingenuidad del niño que además no ha practicado anteriormente este tipo de ejercicio, fácilmente le va a confundir, de forma tal que cuando descendemos por debajo de los umbrales auditivos por él señalados anteriormente, y presentemos nuestro tono 2 o 3 veces es muy probable que con la misma asiduidad y ritmo que antes decía “sí” ahora diga “no” coincidiendo puntualmente con la presentación del tono...

En la bibliografía consultada, se citan algunos test más, se han elegido estos por tener alguna experiencia en ellos y

considerarlos de mayor fiabilidad. En unas ocasiones con las pruebas facilitadas por uno u otro de estos test es más que suficiente para emitir un diagnóstico; sin embargo, no siempre es así y es evidente que hay que contar con la información que nos darán las pruebas objetivas, potenciales evocados de tronco cerebral, otoemisiones o incluso un sencillo reflejo estapedial serán imprescindibles, sobre todo, para informes médicos legales o valoraciones de minusvalías.

TRATAMIENTO

Cito textualmente: “El diagnóstico de una hipoacusia psicógena en niños es en la actualidad relativamente fácil debido al creciente interés que este problema ha despertado en los otólogos y al desarrollo de técnicas tales como los potenciales evocados auditivos del tronco cerebral; sin embargo, el tratamiento de esta patología no ha alcanzado entre los otólogos el mismo grado de interés. Los pacientes tienden a ser rápidamente referidos al psiquiatra y habitualmente nunca vuelven a los departamentos de ORL” (11).

Estamos de acuerdo. El otorrinolaringólogo o el audiólogo ponen sumo interés en el diagnóstico de una hipoacusia no orgánica y nulo en su tratamiento, lo que resulta comprensible ya que en buena parte de estas hipoacusias el tratamiento está dentro del campo de la psicología y/o psiquiatría.

Sin embargo, siendo médicos debemos saber abordar bien estos casos, lo que puede repercutir en un mejor conocimiento del problema por parte de los padres en los casos de niños con hipoacusias por trastorno conversivo o facticio o en los adultos, facilitando terapias adecuadas para evitar recidivas.

Ya que las opiniones de los autores varían con respecto a la significación de las hipoacusias no orgánicas, no es sorprendente que las estrategias para su tratamiento también difieran. ¿Es esta conducta anómala una simple actuación oportuna sin mayor profundidad psicológica o es un hecho relevante que puede convertirse en un serio problema para el individuo? (4). Algunos autores sostienen que una aproximación pragmática consistente en demostrar la mejoría de los resultados audiométricos seguida de explicaciones y promesas tranquilizadoras será suficiente para curar la hipoacusia no orgánica sin necesidad de análisis más profundos.

Otros sugieren una aproximación más profunda desde su inicio, considerando la hipoacusia no orgánica como un posible indicador de estrés psicológico, serias disfunciones o incluso maltrato. Inclinar correctamente la balanza sin infravalorar unos casos o al contrario sobrevalorar otros es un importante desafío que el clínico debe plantearse ante cada caso en particular de hipoacusia no orgánica (4).

En cuanto a los resultados audiométricos una vez obtenidos y bien contrastados es importante evitar confrontaciones. Etiquetar al paciente o demostrarle cualquier tipo de animadversión es muy contraproducente. Por el contrario, crear una expectativa de recuperación o incluso recrear un modelo benigno de patología y la opción de una recuperación digna es una actitud claramente más ventajosa.

El modelo de Austin y Lynch prioriza la importancia de tener una exhaustiva información de las motivaciones que subyacen y secundariamente del beneficio que la hipoacusia no orgánica condiciona para el paciente con el fin de idear nuestra estrategia de tratamiento. La hipoacusia no orgánica sirve a un fin; facilitar al paciente un beneficio en el terreno puramente crematístico/externo o bien social o psicológico, y en su conducta puede haber clara intencionalidad o por el contrario funcionar en el terreno del subconsciente. Cada una de estas tres categorías tiene diferentes necesidades y, por lo tanto, diferentes abordajes de tratamiento podrían ser recomendados.

- Categoría I: simulador. En estos casos, el objetivo del tratamiento es ayudar al paciente a que reconozca los factores externos que le han llevado a esta situación y trabajar conjuntamente para su resolución, esto puede incluir asesoramiento, consejos prácticos y apoyo. Debemos hacerle entender que sabemos que no hay componente orgánico alguno en su hipoacusia pero con empatía, es decir, haciéndole ver que comprendemos su situación. La reacción del paciente es difícil de predecir y puede haber cierta hostilidad. Un aparente grado de *distress* o angustia puede ser el indicador de la necesidad de una interconsulta con psicología.
- Categoría II: trastorno facticio. Para esta categoría Austin-Lynch encuentran que la dependencia emocional por el beneficio esperado puede ser aliviada, replanteándole la situación, haciéndole una valoración psicológica y asesorándole... En estos casos podemos encontrarnos ante una resolución rápida con una eficaz consejo corto

y sin gran complicación o puede requerir una intervención formal del psicólogo o incluso del psiquiatra. Retirar la estructura emocional en la que se apoya la hipoacusia no orgánica puede ser doloroso o incluso crear cierto grado de depresión en el individuo.

La efectividad del tratamiento en ambos casos, simulación o trastorno facticio, se puede medir no solo en la resolución de la hipoacusia sino también por la indicación del paciente (quizá indirectamente) de que ha encontrado una mejor manera de adaptarse al hecho que desencadenó su elevado grado de estrés.

- Categoría III: trastorno conversivo. Es importante saber que si pensamos que nos enfrentamos a un trastorno conversivo, la intervención formal de un psiquiatra está indicada para evitar transferir el conflicto interno del paciente en otra modalidad de somatización (4).

El caso más grave de trastorno conversivo que hemos vivido se refiere a una mujer joven que afecta de una paraplejía y, por tanto, en silla de ruedas acudió a nuestra consulta hospitalaria, remitida por un audioprotesista, preocupado por la agravación de su hipoacusia (era portadora de adaptación audiotrófica bilateral). La revisión de su historial clínico nos reveló que su paraplejía no tenía ninguna base orgánica. Conservaba reflejos osteotendinosos y en ninguna de las pruebas realizadas se había encontrado motivo que justificara su parálisis. Su parálisis era conversiva, al igual que su hipoacusia lo que demostraron los potenciales evocados y las otoemisiones..., lo que no había evitado, sin embargo, que durante años llevara audífonos y estuviera anclada en una silla de ruedas. Estaba en tratamiento psiquiátrico. Con respecto a nuestra actuación nos limitamos a hablar con ella indicándole que su enfermedad de oído estaba en franca recesión y que con un poco de suerte incluso con el tiempo podría llegar a dejar de utilizar los audífonos. Se alegró y nunca más volvimos a saber de ella.

Las hipoacusias no orgánicas existen, especialmente en la actualidad debido a los cambios en nuestros modelos de sociedad. Sociedades competitivas, desestructuraciones en el ambiente familiar, en las que, sobre todo, el niño es una presa fácil y sensible y puede encontrar en esta modalidad de conducta una salida airosa a una situación estresante o angustiada.

El otorrinolaringólogo debe estar capacitado no solo para diagnosticarla sino también tratarla dando un buen asesoramiento que en los casos de los niños debe incluir también a los padres y, en casos necesarios, remitiendo al paciente a las consultas de psicología y/o psiquiatría sin perder el contacto con el paciente y valorando su evolución.

BIBLIOGRAFÍA

1. Radkowski, D.; Cleveland, S.; Friedman, E. M. Childhood Pseudohypacusis in patients with high risk for actual hearing loss, *Laryngoscope* 1998-108: 1535-1538.
2. Morita, S.; Suzuki, M.; Lizuka K. Non-organic hearing loss in childhood, *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol.* 2010: 441-446.
3. Ashitani, M.; Ueno, C.; Doi, T.; Kinoshita, T.; Tomoda K. Clinical features of functional hearing loss with inattention problema in japanese children, *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol* 2011: 1431-1435.
4. Austen, S.; Lynch, C. Non-organic hearing loss redefined: understanding, categorizing and managing non-organic behavior, *Int. J. Audiol.* 2004: 43: 449-457.
5. Thayer Sataloff, R.; Sataloff, J. *Occupational Hearing Loss* 3º ed. United States. CRC Press 2006. Chapter 12, 339-346.
6. Oishi, N.; Kanzaki, S.; Kataoka, Ch.; Tazoe, M.; Takei, Y.; Nagai, K. *et al.* Acute-onset unilateral psychogenic hearing loss in adults: Report of six cases and diagnostic pitfalls, *ORL* 2009; 71: 279-283.
7. Wang, Y.; Wang, M.; Lin, H.; Lee K. Conversion Deafness presenting as sudden hearing loss, *J. Chin. Med Assoc.* 2006; 69: 289-293.
8. Mori, S.; Fujieda, S.; Yamamoto, T.; Takahashi, N.; Saito, T.; Saito, H. Psychogenic hearing loss with panic anxiety attack after the onset of Acute inner disorder, *ORL* 2002; 64: 41-44.
9. *American Psychiatric Association, Diagnostic and statistical manual of Mental Disorders*, 4ª ed. (DSM-IV), American Psychiatric Association Washington, DC, 1994.
10. Leshin, G. Childhood nonorganic hearing loss, *J. Speech Hear. Disord*, 1960-25: 290-292.
11. Yamamoto, M.; Kanzaki, J.; Ogawa, K.; Asano, K. Psychological aspects of psychogenic deafness in children. *Int. J. Pediatr. Otorhinolaryngol* 1991, 21: 113-120.
12. Ban Jae-Ho, Min Jin Sung. A clinical analysis of psychogenic sudden deafness. *Otolaryngol. Head and Neck Surgery* 2006, 134: 970-974.
13. Maltby, M.; *Occupational Audiometry*. Oxford. Elsevier Ltd. 2005. Chapter 10.

CAPÍTULO 13
ALGORITMOS DIAGNÓSTICOS
DE LAS HIPOACUSIAS DE
TRANSMISIÓN
Y NEUROSENSORIAL

13. ALGORITMOS DIAGNÓSTICOS DE LAS HIPOACUSIAS DE TRANSMISIÓN Y NEUROSENSORIAL

MARÍA JOSÉ LAVILLA MARTÍN DE VALMASEDA*

INTRODUCCIÓN

Se define hipoacusia como una pérdida auditiva con un umbral mayor de 20 decibelios (db) uni o bilateral, la cual puede ser neurosensorial, conductiva o mixta.

Según los criterios de la BIAP (International Bureau for Audiophonology, 1997), las hipoacusias se pueden clasificar según su severidad en base a la pérdida tonal media en las frecuencias de 500, 1.000, 2.000 y 4.000 Hz. De esta forma se establece la siguiente clasificación:

- Normoaudición: el umbral de audición no sobrepasa los 20 db.
- Leve: umbrales auditivos entre 21-40 db en el mejor de los oídos.
- Moderada: pérdida auditiva entre 41-70 db en el mejor de los oídos (moderada grado I de 41 a 50 db, grado II de 51 a 60 db, grado III de 61 a 70 db).
- Severa: pérdida de audición entre 71-90 db en el mejor de los oídos (severa grado I de 71 a 80 db, grado II de 81 a 90 db).
- Profunda: pérdida de audición entre 91 y 120 db en el mejor de los oídos (profunda grado I de 91 a 100 db, grado II de 101 a 110 db, grado III de 111 a 120 db).
- Cofosis: pérdida auditiva mayor de 120 db.

El grado de hipoacusia lo marca la vía aérea, independientemente de que la pérdida auditiva sea neurosensorial, conductiva o mixta. Pero no debemos olvidar que a igualdad de grado, la hipoacusia conductiva tendrá mejor pronóstico en cuanto a discriminación cuando sea paliada por audífonos u otros sistemas implantables; tanto más cuanto mejor sea la reserva coclear. También es importante determinar la pérdida por el tipo y el grado con exactitud en la determinación y en la denominación, en cuanto definir el apropiado tratamiento médico, el uso de apoyos tecnológicos, prever el pronóstico de la amplificación, y, sobre todo, las expectativas de inteligibilidad de la palabra hablada y las necesidades educativas.

El objetivo del diagnóstico, tanto en el niño como en el adulto, es determinar el grado de hipoacusia, el tipo, la etiología y la evolución. A la hora de hacer un diagnóstico, debemos de considerar por separado el diagnóstico de la hipoacusia a la edad infantil, del diagnóstico de la hipoacusia del adulto, tanto por las diferentes características de colaboración de ambas poblaciones, como y, sobre todo, por las diferencias de implicación que conlleva este diagnóstico en la edad infantil.

HIPOACUSIA INFANTIL

El diagnóstico de la hipoacusia infantil es un diagnóstico integral que consiste no solo en el diagnóstico audiológico, sino también en los diagnósticos clínico y etiológico avalados por la anamnesis, la exploración ótica y otorrinolaringológica, las pruebas de imagen (que nos confirmen desde una alteración de la aireación del oído medio hasta la existencia de una malformación menor o mayor que justifiquen la hipoacusia), la coexistencia de síndromes asociados y el estudio genético.

Diagnóstico etiológico: desde el punto de vista etiológico, según el momento de presentación de la causa, las hipoacusias neurosensoriales pueden clasificarse en prenatales, perinatales y posnatales. Las prenatales se dividen en genéticas (60%) y adquiridas (40%). Las de origen genético pueden ser sindrómicas (20%) y no sindrómicas (80%). En las no sindrómicas predominan las mendelianas sobre las mitocondriales y el patrón de herencia en las mendelianas es autosómico recesivo en un 80% de los casos, autosómico dominante en el 18% y recesivo ligado al X en el 2%. Muchas de las sindrómicas tienen componente conductivo por malformación congénita. Las prenatales adquiridas más frecuentes son por infecciones (rubeola, citomegalovirus, toxoplasmosis, sífilis...), ototoxicidad, exposición a radiaciones, hábitos tóxicos de la madre y patología gestacional materna. Las causas perinatales más frecuentes son la prematuridad, el bajo peso, la hipoxia y la hiperbilirubinemia, y constituyen

* María José Lavilla Martín de Valmaseda. Hospital Clínico Universitario Lozano Blesa, Zaragoza. E-mail:mjlavilla2004@yahoo.es

del 4,8 al 17,6% de las hipoacusias del recién nacido. En el grupo de causas postnatales se incluyen las hipoacusias adquiridas, entre ellas: la otitis media crónica, laberintitis, meningitis bacteriana, sarampión, parotiditis, hipoacusia súbita, toxicidad y enfermedades autoinmunes (1). Causas de hipoacusia de transmisión pueden ser enfermedades de oído externo: malformaciones congénitas, patología infecciosa e inflamatoria, tumores, traumatismos y cuerpos extraños; y enfermedades de oído medio: malformaciones, disfunción tubárica, infección e inflamación, colesteatoma, otosclerosis, tumores y traumas.

Diagnóstico audiológico: el diagnóstico audiológico de la hipoacusia infantil es un reto ya que no contamos con la colaboración del paciente y, además, la obtención del umbral debe ser lo más exacto posible, este hecho, en un niño, es esencial. La finalidad del diagnóstico audiológico será determinar el umbral auditivo y el lugar en donde radica la lesión, es decir, el tipo de hipoacusia. La hipoacusia infantil, además, puede ser tardía y progresiva.

Está ya bien documentado que la hipoacusia en los primeros años de vida impide el desarrollo normal del habla y del lenguaje oral, por ello, es fundamental detectar cualquier alteración auditiva, por mínima que sea, a una edad temprana, e introducir las ayudas oportunas en el momento óptimo para, de ese modo, prevenir las secuelas del déficit auditivo y mejorar la calidad de vida y las oportunidades de los niños afectados. El diagnóstico audiológico tiene especial interés en el niño ya que va a condicionar una inclusión temprana en un protocolo de tratamiento lo que permitirá la habilitación de la vía auditiva, indispensable para la adquisición del lenguaje y adecuado desarrollo de habilidades cognitivas.

Dado el impacto del diagnóstico y tratamiento precoz de la hipoacusia infantil, cobran especial importancia los programas de detección universal precoz de la sordera, o lo que es lo mismo, los programas de *screening* auditivo neonatal. Estos programas pasan por las fases de detección, sospecha y confirmación del diagnóstico y tienen como objetivo optimizar al máximo la adquisición del lenguaje oral. Para ello, la detección debe realizarse durante el primer mes de vida, el diagnóstico de sospecha debe estar sentado a los tres meses, y la confirmación del diagnóstico realizada a los seis meses de edad (figura 1). A pesar de la implementación de estos sistemas, en la literatura se siguen constatando retrasos en la confirmación de la hipoacusia neonatal (2). Para

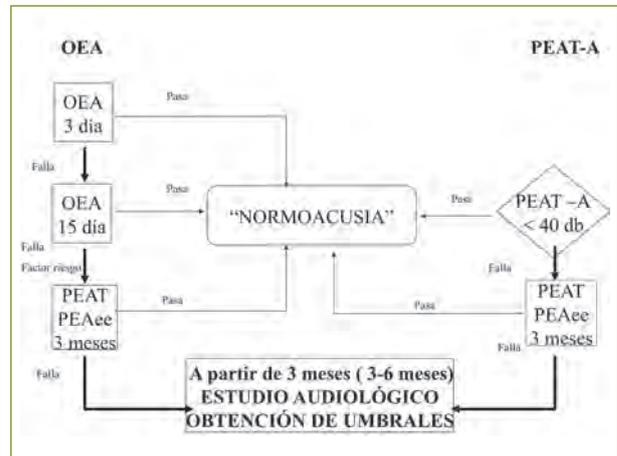


Figura 1

Estrategias detección neonatal.

Tabla 1

Significado de las pruebas objetivas

OEA provocadas:

- Su presencia indica umbrales de al menos 25 db.
- Su ausencia implica déficit superior a 30 db.
- No diagnostica problemas retrococleares ni lesión aislada de las células ciliadas internas.

PEATC:

- Nos orientan del umbral auditivo restrictivo en las frecuencias de 2 a 4 KH.
- Tienen a sobreestimar el grado y número de hipoacusias.
- El valor predictivo positivo es del 100% en hipoacusias profundas, pero disminuye hasta el 60% en las severas y el 8% en las moderadas, a expensas del componente transmisivo.

PEAee:

- Nos permiten obtener umbrales auditivos en todas las frecuencias.
- Aportan umbrales algo mayores que los umbrales de la audiometría tonal.
- El umbral estimado se aproxima más en las frecuencias más agudas y en los sujetos hipoacúsicos.

evitar estos retrasos debemos reflexionar sobre unos conceptos, que consideramos claves. Debemos tener en cuenta que la utilidad de estos programas de detección universal dependen de la habilidad de poder confirmar tanto el grado como el tipo de hipoacusia en esta edad temprana. Así pues,

el *screening* puede ser relativamente sencillo pero el diagnóstico audiológico a esta edad no. Además, para evitar estos retrasos de confirmación de la hipoacusia en la infancia, debemos no solo poner en marcha la batería de pruebas auditivas que hemos de realizar, sino realizarlas en el tiempo adecuado y conocer su significado, como veremos a continuación (tabla 1).

Los métodos de detección como los de diagnóstico se pueden dividir en dos grupos, los objetivos y los subjetivos o conductuales, estos últimos requieren la colaboración del sujeto, el cual da una respuesta tras recibir el estímulo auditivo.

DIAGNÓSTICO PRECOZ DE LA HIPOACUSIA INFANTIL: SIGNIFICADO DE LAS PRUEBAS AUDIOLÓGICAS. PRUEBAS OBJETIVAS

Otoemisiones Acústicas Provocadas (OEAP)

Las otoemisiones acústicas están originadas en la contracción de las células ciliadas externas (CCE), con lo cual, nos proporcionan información directa de la función coclear, siendo esta información independiente del funcionamiento de la vía auditiva. La otoemisión acústica está formada por una serie de picos de banda estrecha, situándose la frecuencia dominante alrededor de 1-2 kHz (3). Se realizan en los recién nacidos a término idealmente antes del alta y en los pretérmino a partir de la 37 semana de edad posconcepcional.

Desde su descubrimiento por Kemp en 1977 su presencia se relaciona con una audición en el límite de la normalidad, ya que indica que los umbrales son inferiores a 25 dB (siempre y cuando la función del oído medio sea normal, y no existan factores etiológicos específicos que puedan modificar la característica de las otoemisiones). Cuando no se obtiene su registro no significa necesariamente que haya un gran problema de hipoacusia, esta ausencia implica que el umbral supera los 30 dB (sea la hipoacusia neurosensorial, de cualquier grado, o un simple problema de hipoacusia de transmisión por meconio, disfunción tubárica u otitis media serosa, entre otras). Su valor es que detectarán la hipoacusia y serán un punto de partida de un estudio audiológico.

El estudio con otoemisiones acústicas tiene limitaciones. Estas limitaciones son los falsos negativos, es decir, los sordos que se nos escapan, ya que, al medir la función de las células ciliadas externas (CCE), no se van a diagnosticar ni los

problemas retrococleares, ni aquellos problemas de la cóclea que alteren aisladamente la función de las células ciliadas internas (CCI) con CCE funcionantes. Recordemos que el estímulo auditivo genera la contracción de las CCE y estas modulan la excitación de las CCI, que a su vez estimularán el nervio auditivo. Las CCI parecen ser más susceptibles a la hipoxia que las CCE y podría suceder, particularmente en niños prematuros, en casos de sufrimiento fetal y aquellos de las unidades de cuidados intensivos; que la pérdida aislada de CCI fuera la causa de la hipoacusia con OEA positivas dado que las CCE estarían íntegras (recordemos que un 40% de los neonatos hipoacúsicos pueden producir otoemisiones). No existe prueba audiológica que pueda medir esta pérdida aislada de las CCI. Algunos grupos están investigando el papel de los potenciales positivos anormales electrococcográficos en estas circunstancias (4).

Para evitar estas desventajas, es decir, evitar estos falsos negativos, y que, por lo tanto, los desórdenes del tipo neuropatías auditivas (sinaptopatías/neuropatías auditivas) queden sin diagnosticar, algunos grupos prefieren hacer el *screening* neonatal con Potenciales Auditivos de Tronco Cerebral (PEATC) y últimamente con Potenciales Evocados del Tronco Automatizados (PEATC-A), en vez de con OEA.

Potenciales Evocados Auditivos de Tronco Cerebral Automatizados (PEATC-A)

Este protocolo consistirá en la aplicación de una primera valoración con la prueba de Potenciales Automatizados PEAT-A en todos los neonatos. Los niños que no pasen la prueba serán derivados a evaluación diagnóstica mediante PEATC convencionales.

Su mayor ventaja es que reducen los falsos negativos detectando los casos de desórdenes del tipo neuropatía auditiva. También reducen falsos positivos. Pueden desestimar hipoacusias leves que sí se detecten por OEA (5, 6).

El protocolo de OEA seguido de PEATC convencionales es el que tiene mejor relación coste-efectividad. Pero, de todos los programas, el método más sensible es el de PEAT-A automatizado, seguido de PEATC convencionales.

Potenciales Auditivos de Tronco Cerebral (PEATC)

Los PEATC se realizarán a los tres meses de vida, preferiblemente junto con los PEAA, en aquellos niños que no pasan

las OEA por dos veces y en todos aquellos que tengan factores de riesgo de hipoacusia aunque pasen las OEA, en aquellos en los que el umbral de los PEATC-A sea mayor o igual a 40 db, y en aquellos niños, a cualquier edad, en los que sea preciso una valoración objetiva por falta de colaboración con las pruebas subjetivas.

No miden la audición de forma estricta, sino que establecen la competencia e integridad del sistema auditivo periférico hasta un determinado nivel. La onda V es la que marca el umbral ya que es la única que persiste hasta un nivel de umbral subjetivo de 10-20 db. No nos permite determinar el umbral auditivo de forma selectiva en frecuencia. La respuesta que obtenemos es restrictiva, corresponde fundamentalmente con el área del audiograma entre 2.000 y 4.000 Hz (esto es así porque el click es un estímulo de muy corta duración, y su brevedad genera una dispersión frecuencial de la energía acústica que, aunque provoca una respuesta global de la cóclea, estimula fundamentalmente las zonas basales en el rango frecuencial mencionado, con lo cual es una exploración objetiva pero incompleta en rango frecuencial) (7). Podríamos encontrarlos, por ejemplo, un sujeto con un umbral de 45 db entre 250 y 1.500 Hz, y de 90 db entre 2.000 y 8.000 Hz en la audiometría tonal liminar, y sin embargo, en los PEATC obtener un umbral global de 90 db. Al ser restrictiva a las frecuencias de 2.000 y 4.000 Hz, necesitamos otras pruebas que nos ayuden a rellenar el audiograma, como la que vamos a describir a continuación.

Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEA ee)

Esta técnica mejora las aplicaciones de los PEATC en las valoraciones por la posibilidad de determinar el umbral auditivo en un espectro frecuencial más amplio, por lo tanto, es una técnica de exploración de la audición más específica en frecuencia que los PEATC, y además permite detectar restos auditivos que no eran detectados mediante PEATC (8).

Son una prueba doblemente objetiva, ya que no requiere el análisis por parte del examinador ni la colaboración del sujeto en estudio.

No se puede considerar como una audiometría tonal en sentido estricto. Los PEAEe aportan umbrales algo mayores de los umbrales conductuales, con una diferencia media que oscila desde 23 db en algunos estudios (9), a 13 db en otros (8). Así pues, a partir de estas diferencias, podremos establecer un valor

umbral estimado por PEAEe. Algunos autores han encontrado los peores resultados en niños y lo atribuyen a que la maduración del sistema auditivo influye en la producción de respuestas de menor amplitud (8). En lo que coinciden todos los estudios es que la determinación de umbrales objetiva que posibilitan los PEAEe a multifrecuencia es algo mayor que los de la audiometría tonal y que el umbral estimado por PEAEe se aproxima más en las frecuencias altas, más agudas y en los sujetos hipoacúsicos. Cuanto más aumenta el grado de hipoacusia, más se acerca el umbral PEAEe al umbral conductual.

Comentarios

Pues bien, una vez que ya hemos realizado estas pruebas, ya estamos en el tercer mes de vida del niño, y deberemos

Tabla 2

Factores de riesgo asociados con hipoacusia infantil permanente congénita, retrasada o progresiva (Joint Committee on Infant Hearing Position Statement, 2007)

Los factores de riesgo marcados con un “§” son los de mayor peso para una hipoacusia tardía

1. Retraso § en el habla, lenguaje o desarrollo
2. Historia familiar § de hipoacusia permanente en la infancia
3. Permanencia en UCI neonatal más de 5 días o cualquiera de los siguientes independientemente de la duración: § ventilación mecánica, ototóxicos (gentamicina y tobramicina) o diuréticos de asa (furosemina/Lasix), e hiperbilirrubinemia que requiera exanguino transfusión.
4. Infecciones intraútero: CMV, § herpes, rubeola, sífilis, y toxoplasmosis.
5. Anomalías craneofaciales incluyendo las del pabellón, conducto auditivo, apéndices y orificios preauriculares y malformaciones del hueso temporal mayores y menores como el acueducto vestibular dilatado.
6. Hayazgos físicos como el mechón blanco que se asocien a síndromes que cursen con hipoacusia neurosensorial o conductiva.
7. Síndromes asociados con hipoacusia también tardía y progresiva, § como neurofibromatosis, osteopetrosis, y Sdme de Usher. Otros como Waardenburg, Alport, Pendred, Jervell y Lange-Nielson.
8. Alteraciones Neurodegenerativas, § como Sdme de Hunter syndrome, o neuropatías sensorimotoras, como Friedreich ataxia y Sdme Charcot-Marie-Tooth.
9. Infección postnatal viral o bacteriana asociada con hipoacusia neurosensorial, § (especialmente herpes virus y varicela) meningitis.
10. Traumatismo craneoencefálico especialmente de base craneal/fractura de hueso temporal §
11. Quimioterapia §

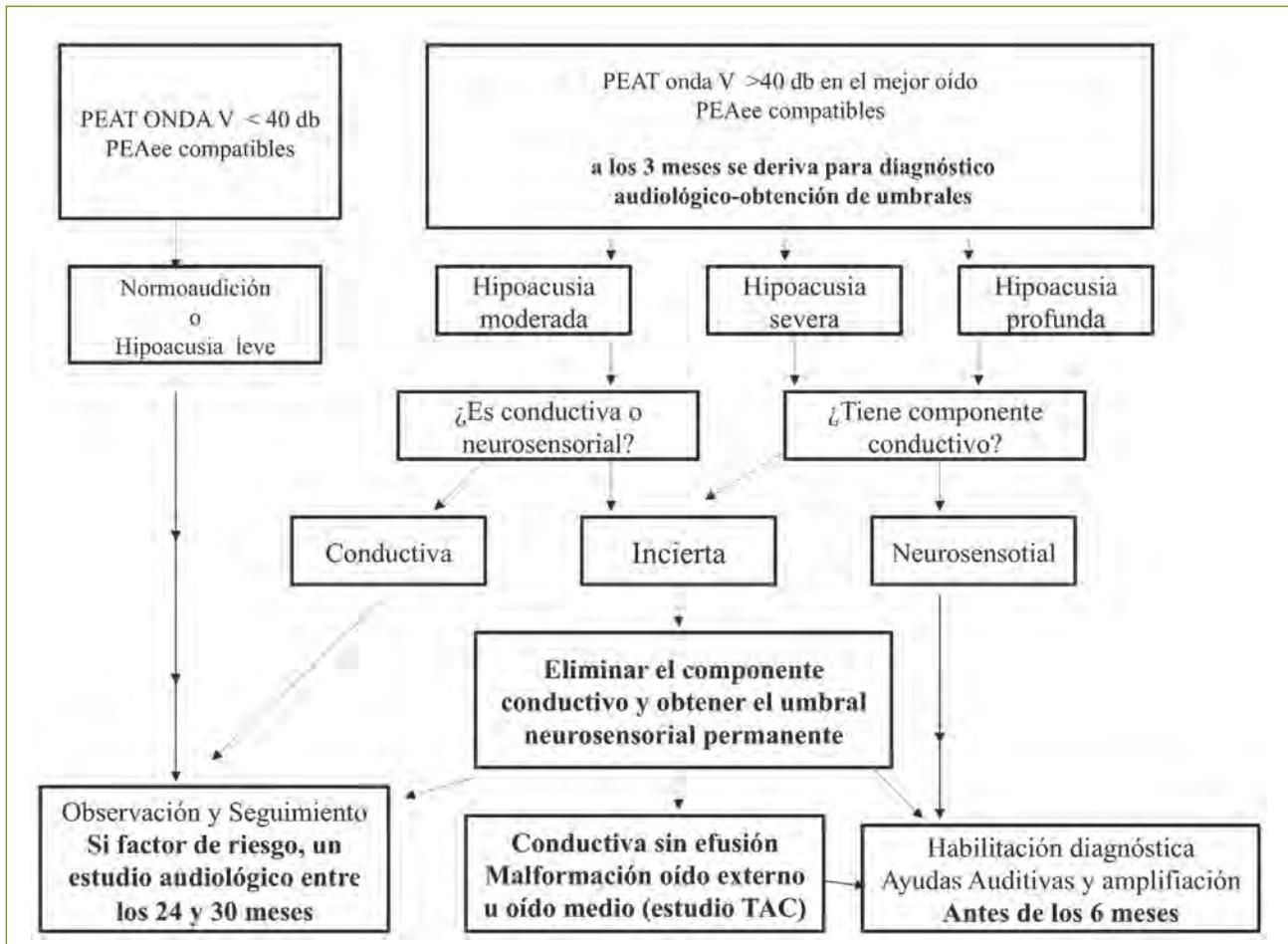


Figura 2

Estrategia de actuación tras Potenciales Evocados Auditivos de Tronco (PEAT) y Multifrecuencia (PEEe).

de pasar al estudio audiológico, es decir, a la obtención de los umbrales y tipo de hipoacusia. Pero para poder hacer un diagnóstico certero, en el tiempo adecuado y lo más tempranamente posible, es conveniente que sepamos interpretar la utilidad de nuestras pruebas y cuál es su valor predictivo positivo (tabla 1 y figura 2).

Podríamos dividir los resultados por PEATC en tres grupos: aquel grupo con unos umbrales estimados menores de 40 db, un segundo grupo con umbrales entre 40 y 80 db y un tercer grupo con umbrales mayores de 80 db. En estudios

realizados con series largas de oídos testados, se observó que cuando los umbrales en el mejor oído eran mayores o iguales a 80 db el valor predictivo positivo de los potenciales evocados auditivos del tronco (PEATC) era del 100%, lo cual permitía una confirmación precoz. Así pues, la hipoacusia profunda tiende a identificarse con mínimo retraso en la infancia. No ocurre lo mismo en el grupo de niños con umbrales por PEATC mayores de 40 db y menores de 80 db en el mejor de los oídos. En estos, el valor predictivo positivo variaba según el nivel adquirido en el mejor oído, así, solo el 60% de los que obtuvieron umbrales de 70 db y tan solo el

8% de los que tuvieron umbrales de 50 db acabaron teniendo una hipoacusia neurosensorial permanente; es decir, el valor predictivo positivo para los umbrales de 70 db fue del 60%, y para los umbrales de 50 db fue del 8%, el resto de los casos tenían hipoacusia de conducción, la mayoría de ellos por efusión en oído medio, sin un componente permanente de hipoacusia. En estos niños se necesitaron evaluaciones posteriores, incluidas otoscopia y timpanograma, y en algunos casos se precisó la colocación de tubos de ventilación transtimpánicos para resolver la efusión. En todos los casos de este segundo grupo, fueron necesarias, además, varias semanas para observar el comportamiento del niño y las reacciones hacia los sonidos, hasta poder confirmar el tipo y el grado de hipoacusia neurosensorial permanente (2).

De todo lo expuesto hasta aquí se concluye lo siguiente:

- Tras la detección de la hipoacusia, es necesario confirmar el tipo y el grado de la misma.
- La hipoacusias severas y profundas puede confirmarse tempranamente con un mínimo retraso, necesitando alrededor de unos tres meses.
- Confirmar la hipoacusia moderada necesita más tiempo, ya que es muy probable que los potenciales sobreestimen la hipoacusia por causas transmisivas o por inmadured. Suelen necesitarse alrededor de 8 meses. (“lo más difícil saber lo que oye el que algo oye”). Las hipoacusias moderadas es fácil que pasen desapercibidas, no dándoles, en ocasiones, la importancia que tienen y desestimando las consecuencias negativas de no tratarlas (10).
- Se necesitan pruebas audiológicas subjetivas posteriores que confirmen una hipoacusia permanente en aquellos niños con hipoacusia identificados en el *screening*.
- Ante una hipoacusia neurosensorial de cualquier grado coincidente con otitis seromucosa, es prioritario eliminar el componente transmisivo para cuantificar el componente permanente de hipoacusia neurosensorial
- Habrá niños que hayan pasado exitosamente toda la batería de pruebas objetivas descritas y acabarán siendo hipoacúsicos, ya que hay un 25% de hipoacusias que van a ser tardías y/o progresivas. No debemos olvidar que aun estudiando la población de riesgo (60% de las hipoacusias detectadas) y la población sin riesgo (40% de las hipoacusias detectadas) diagnosticamos solo un 75% de los niños hipoacúsicos ya que el otro 25% va a

ser hipoacusias progresivas o tardías (11, 12). En la tabla 2 se exponen los factores de riesgo asociados con hipoacusia infantil permanente congénita, retrasada o progresiva según, el *Joint Committee on Infant Hearing Position Statement, 2007* (13). Además, en dicha tabla, se especifican cuáles de estos factores deben alertarnos de la posibilidad de un riesgo mayor. El momento y el número de reevaluaciones de audición para los niños con factores de riesgo deben ser personalizados e individualizados en función de la probabilidad relativa de una pérdida de aparición tardía posterior. Los bebés que pasan la detección neonatal sin diagnóstico de hipoacusia, pero que tienen cualquiera de los estos factores de riesgo deberán pasar al menos una evaluación audiológica diagnóstica entre los 24 y los 30 meses de edad (figura 2).

ESTUDIO AUDIOLÓGICO. PRUEBAS SUBJETIVAS

Como ya se ha comentado, la finalidad del diagnóstico audiológico será determinar el umbral auditivo y el lugar en donde radica la lesión, es decir, el tipo de hipoacusia. Van a ser candidatos al estudio audiológico: los recién nacidos o lactantes que no han superado un programa detección de hipoacusia, los niños que lo han superado pero tienen factores de riesgo, o bien cualquier niño de cualquier edad en que se sospeche una hipoacusia, y los ya diagnosticados en los que hayamos de valorar la evolución del tratamiento mediante audioprótesis, implantes cocleares u otros sistemas implantables.

En los niños derivados de los programas de detección, hay que iniciar el estudio audiológico tan pronto como sea posible tras la sospecha. Y es que hay que validar necesariamente los resultados tempranos del *screening* con el seguimiento mediante el estudio audiológico posterior con pruebas subjetivas, ya que la valoración mediante potenciales se ha comprobado, como hemos comentado, que genera una sobreestimación en número y en grado de la hipoacusia (14, 15). Esta validación de las pruebas objetivas se ha de realizar con la audiometría subjetiva que es la considerada el “*gold standard*”. Ese puede ser el error de los sistemas de detección, que pocos estudios validen el seguimiento audiométrico conductual más allá de los 6 meses. Lo realmente importante en un sistema de detección de la hipoacusia es que haya una mejoría de todos los niños que son identificados, pero desafortunadamente, un programa de detección de hipoacusia no asegura esta mejoría, de no hacerse

las cosas adecuadamente. El estudio audiológico debe empezar tan pronto como tengamos un diagnóstico de sospecha. Ningún niño es demasiado pequeño como para que su audición no pueda ser evaluada con pruebas subjetivas, lo único es que habrá que adaptar la técnica a la capacidad de colaboración del niño según la edad del mismo y su nivel de maduración.

Técnicas de audiometría infantil

Las técnicas de audiometría infantil precisan una serie de condiciones especiales para su realización ya que la colaboración del niño es distinta a la del adulto y va variando con la edad. Son pruebas subjetivas que necesitan, a su vez, de un personal experimentado y entrenado, con habilidad y capacidad personal de llevarlas a cabo.

La cabina de audiometría debe de ser más grande ya que debe de tener el suficiente espacio para que quepan tres personas: el niño, el acompañante y el explorador.

Pasaremos a describir las técnicas de audiometría infantil:

Audiometría conductual

Audiometría por observación del comportamiento

Se emplea fundamentalmente desde los 0 a los 6 meses de edad.

Se basa en observar los cambios que se producen en el comportamiento del niño al recibir un estímulo sonoro. A partir de los 7 meses, conforme los niños se van haciendo más mayores y ya pueden controlar los movimientos cefálicos, puede ser necesario añadir a este examen algún objeto o juguete distractor para atraer la atención del niño. Esta prueba se llama Test de Distracción y es muy creativa por parte del personal explorador que deberá sacar consecuencias según su propia experiencia.

La audiometría por observación del comportamiento podrá hacerse con auriculares de inserción o en campo libre. Con los auriculares de inserción se valorarán ambos oídos individualmente, en los bebés esta valoración es más cómoda y más exacta. Cuando la hacemos a campo libre (o lo que es lo mismo, a campo abierto), obtendremos las impresiones del umbral del mejor oído; también, en ocasiones, sacaremos información acerca de la localización de la fuente sonora. Cuando hacemos audiometrías con audífonos o implantes

cochleares u otros sistemas implantables, huelga decir que se hacen siempre a campo libre, y en este caso hay que anular, en la medida de lo posible, el oído no testado que generalmente es hipoacúsico en uno u otro grado.

Deberemos tener cuidado de no asustar al niño comenzando con sonidos demasiado graves y/o demasiado intensos. Por otra parte, si hemos sabido interpretar el significado de las pruebas objetivas previamente realizadas, ya iremos orientados a buscar y a afinar lo que nos interesa conocer de manera concreta en la obtención de estos umbrales y así, rentabilizaremos y aprovecharemos al máximo el tiempo que dure la prueba. A la hora de hacer estimaciones, hay que tener en cuenta que las respuestas que obtenemos en niños no son las mismas que en los adultos. El niño necesita una intensidad algo mayor para reaccionar ante los sonidos que oye, sobre todo en los agudos.

Insistimos tanto en esta técnica ya que, si se realiza en el momento adecuado para el bebé (cuando no esté cansado, se sienta cómodo, recién comido y recién dormido....) y si tenemos la habilidad de gestionar el escaso tiempo del que disponemos antes de que el niño se canse, podremos extraer una información inmensamente válida del umbral tonal, tanto sin audífonos como con audífonos.

Audiometría por refuerzo visual

Se utiliza en niños de 6 meses a 2 años.

Es una técnica en la que la respuesta del niño hacia un sonido, normalmente el giro de la cabeza hacia la fuente sonora, está condicionada por el refuerzo con algún tipo de estímulo visual, generalmente juguetes iluminados o sonoros.

Audiometría condicionada por el juego

En niños mayores de 2 años, hasta los 5 años.

Se basa en el condicionamiento del niño a realizar un acto motor voluntario al oír el estímulo sonoro. Este estímulo sonoro lo podemos enviar por vía aérea, por vía ósea y en campo libre. Al recibirlo, el niño debe de realizar un juego como colocar piezas de un rompecabezas, colocar arandelas en un palo, etc. Este juego debe ser adaptado a su edad y debe captar su atención sin aburrirle.

En un niño hipoacúsico es de capital importancia conseguir un buen condicionamiento, aunque a veces cueste tiempo y

muchas sesiones; ya que es la clave esencial para poder seguir su evolución y obtener los umbrales exactos de su hipoacusia de base, la progresión de la misma, y el rendimiento que obtiene en cada momento puntual y a lo largo de los años, de los audífonos, los implantes cocleares y otros sistemas. Un buen condicionamiento es esencial para valorar cambios, y por ende, tomar decisiones sobre la adecuación de los sistemas, la programación de los mismos, su renovación o sustitución por otros sistemas más adecuados.

Audiometría tonal liminar

Se podrá realizar en niños más mayores según la edad neurológica y grado de colaboración.

Se explorarán la vía ósea, la vía aérea y el test de Weber. El objetivo, en el paciente hipoacúsico, es analizar su capacidad para detectar los umbrales auditivos en una serie de tonos puros pertenecientes al espectro conversacional.

En algunas ocasiones será necesario usar el enmascaramiento o ensordecimiento que consiste en anular el oído sano durante la exploración. En ocasiones, el estímulo que utilizamos para explorar un oído estimula la cóclea contralateral, obteniendo de esta manera falsos audiogramas. Estas ocasiones suelen ser las hipoacusias unilaterales y las asimétricas. En la conducción aérea una estimulación de 50 db puede estimular el oído contralateral, por lo tanto, cuando exploramos la vía aérea, es preciso realizar el enmascaramiento cuando la diferencia entre el umbral de un oído y del otro sea mayor de 40-50 db. Por vía ósea se debe enmascarar siempre, ya que la atenuación interaural del sonido al estimular por vía ósea es cero; es decir, esa transmisión existe sea cual sea la intensidad del estímulo. El enmascaramiento debe de ser eficaz, a la intensidad adecuada, pero sin riesgo de sobre-enmascaramiento.

En los niños de temprana edad no es fácil realizar este enmascaramiento, a veces, hay que saber esperar para poder conseguir los umbrales exactos en cada oído, sobre todo en el peor de los oídos; esto sucede especialmente en los casos de la hipoacusia unilateral detectada en los programas de *screening*.

Audiometría tonal liminar en campo libre

Esta exploración se realiza en cabina insonorizada, encontrándose el paciente situado a un metro de cada altavoz con un ángulo de 45° en cualquiera de las siguientes situaciones:

sin ayuda auditiva, con audióprótesis, con implante coclear o con cualquier otro sistema implantable.

Los niños, como ya hemos comentado, requieren un condicionamiento o, al menos, un entrenamiento auditivo previo tipo estímulo-respuesta.

Audiometría vocal o verbal

Tiene como objetivo evaluar el grado de inteligibilidad de la palabra. En esta prueba el estímulo no lo constituyen los tonos puros, sino la palabra.

Consiste en una serie de test que, de mayor a menor dificultad, van evaluando la capacidad del paciente para discriminar, identificar, reconocer y comprender la palabra hablada.

Tabla 3

Protocolo para la valoración de la audición y lenguaje en lengua española. Elaborado por el servicio de ORL de la Clínica Universitaria de Navarra. Acta Otorrinolaringológica Española vol. 47 suplemento 1. 1996.

AUDICIÓN

- Test de identificación de vocales (menores 10 años y más)
- Test de identificación de consonantes (a partir de los 10 años)
- Series cerradas de palabras cotidianas (palabras que el niño conoce)
- Test de percepción temprana de la palabra (ESP) simplificada 2-4 años, standard 4-15 años
- Test de bisílabas de niños y adultos
- Test monosílabas
- Test de frases de elección abierta con apoyo
- Test de elección abierta de frases sin apoyo
- Test de lectura labial de niños (menores 10 años) y adultos
- Escala de Rendimiento auditivo de Nottingham (niños)
- Test de link, valora la detección a cualquier edad

PRODUCCIÓN DE LA PALABRA

- Registro fonológico inducido (3-6 años)
- Prueba del lenguaje oral de Navarra, PLON (4-6 años)

LENGUAJE

- Prueba del lenguaje oral de Navarra, PLON (4-6 años)
- Test de Vocabulario de Imágenes PEABODY (2 y 16 años)
- Test de Illinois de Aptitudes Psicolingüísticas ITPA (2.5-10.5 años)
- GAEL, especialmente diseñado para valorar el lenguaje comprensivo y expresivo en niños hipoacúsicos entre 3-6 años
- Escalas de Reynell, especialmente diseñado para valorar el lenguaje comprensivo y expresivo en niños hipoacúsicos entre 3-6 años

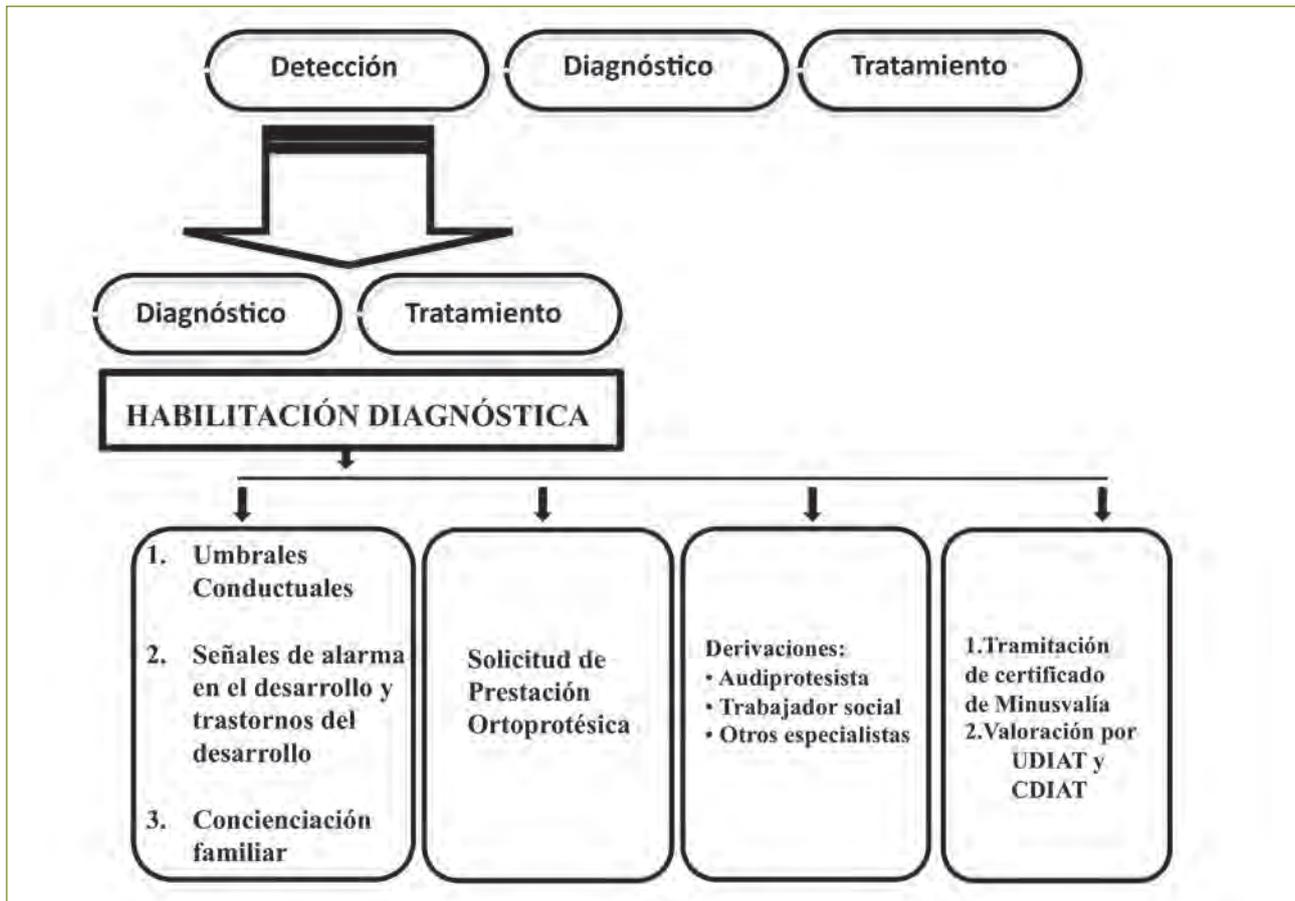


Figura 3
Concepto de habilitación diagnóstica.

El mayor inconveniente para valorar precozmente a los niños es que no existen test normalizados para la monitorización estándar hasta los 2-3 años de edad; hasta entonces se emplearán cuestionarios para seguir la evolución del desarrollo, de la comunicación y de la adquisición del lenguaje. A partir de esta edad disponemos de una batería de test para valorar niños y adultos que se exponen en la tabla 3. Para ampliar la información sobre estos test, les remitimos al protocolo para la valoración de la audición y el lenguaje en lengua española en un programa de implantes cocleares elaborado por el servicio de otorrinolaringología de la Clínica Universitaria de Navarra (16).

Una vez expuestas todas las pruebas utilizadas en el niño con el fin de valorar la audición, tanto objetivas como subjetivas, insistiremos en que se necesita la valoración conjunta de todas ellas para llegar a la cuantificación del umbral auditivo y tipo de hipoacusia.

Otras valoraciones

Para valorar la funcionalidad del oído medio y evaluar la existencia de un componente de hipoacusia de transmisión (HT) no hay que olvidar el interés de la exploración clínica otoscópica, otomicroscópica y la timpanometría para descartar posibles disfunciones de oído medio y efusión, las

AUDILOGÍA

ALGORITMOS DIAGNÓSTICOS DE LAS HIPOACUSIAS...

cuales son transitorias. En ausencia de estas disfunciones tubáricas y en ausencia de malformaciones de oído externo detectadas por la exploración, si seguimos sospechando hipoacusia de transmisión, no descartaremos la posibilidad de la existencia de malformaciones de oído medio, como puedan ser malformaciones menores de cadena osicular, tal como fijación congénita estapedial (no siempre objetivadas en los estudios de imagen de alta resolución), e incluso descartar cuadro sindrómico asociado. En casos de HT en niños de cualquier edad que no cedan con el tratamiento (y adultos previo a diagnóstico de otoesclerosis) habrá que descartar la presencia de una hipoacusia mixta ligada al cromosoma X, DFN3 mediante estudios de imagen TAC y RMN, y recordar que, en este caso, está contraindicada la apertura de la cóclea.

En los niños del programa de *screening* neonatal, el estudio audiológico debe ser multidisciplinar y la intercomunicación entre los equipos alrededor del niño debe ser fluida. Una vez realizada la detección, y sin demora de tiempo, los niños y la familia deberían entrar en contacto con un especialista en logopedia, idealmente este forma parte de la unidad de hipoacusia infantil en el propio hospital, aunque en la mayoría de comunidades autónomas este servicio se externaliza a través de la derivación a las Unidades de Atención Infantil Temprana (UDIAT). En estas unidades contarán con especialistas en logopedia, estos especialistas valorarán al niño desde sus primeros meses de vida al menos una vez por semana, idealmente dos, y deberán observar las respuestas y reacciones conductuales del niño al sonido (asesorados y

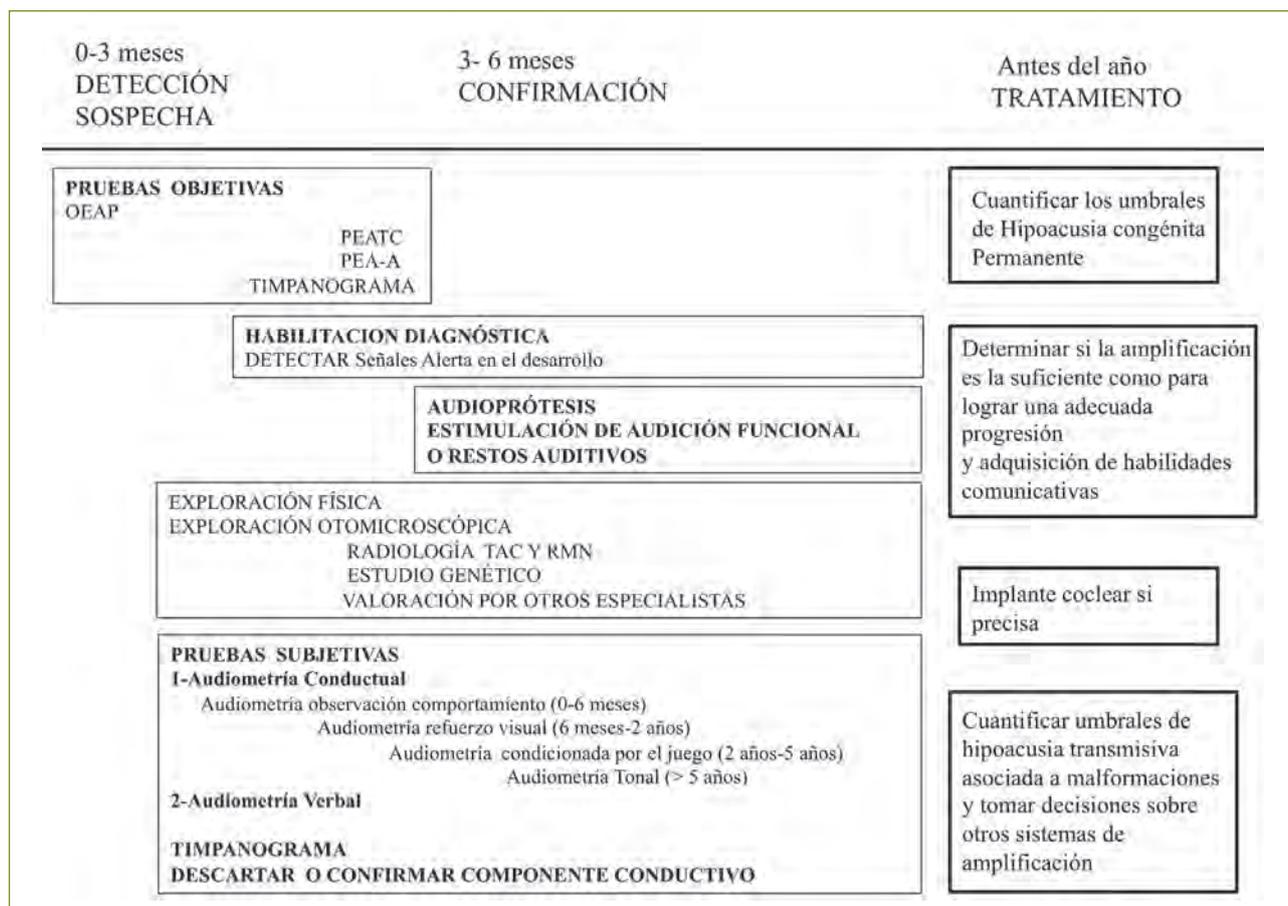


Figura 4
Algoritmo Diagnóstico Hipoacusia infantil.

guiados por las impresiones obtenidas de nuestras pruebas realizadas previamente), así como entrenar a los padres en las tareas de observación de la conducta de escucha en entornos naturales; de esta forma podemos obtener una valoración muy completa de la funcionalidad auditiva en diferentes ambientes: en la clínica y en el hogar. Y así se podrá establecer el diagnóstico de confirmación. En esto consiste la habilitación diagnóstica. Digamos, que las fases de detección diagnóstica y tratamiento no son fases que vayan necesariamente una detrás de otra en el tiempo, sino que, desde el concepto de habilitación diagnóstica, avalado por varios de los diez principios de Auditory Verbal Therapy (AVT) (17), se solapan; es decir, a la vez que estamos estimulando, estamos diagnosticando y tratando. Se superponen pues las actividades de evaluación y tratamiento para valorar la capacidad de aprendizaje del niño a través de la audición y tratar de identificar algunas señales de alarma de otros trastornos asociados que pueden dificulten el aprendizaje (figura 4).

Los pasos a seguir en este proceso de habilitación diagnóstica son los siguientes: por una parte, obtención de los umbrales conductuales, detección de señales de alarma en el desarrollo y de ese 40% de trastornos asociados a la hipoacusia, concienciación familiar acerca de la importancia de su rol en el proceso diagnóstico y de estimulación de su hijo, familiarizándoles con los recursos locales y estableciendo una manera dinámica para recoger la información que la familia nos aporta y, a su vez, que ellos dispongan del tiempo y los cauces adecuados para resolver sus dudas en relación a este proceso; por otra parte, solicitud de prestación audioprotésica y derivación al audioprotesista especializado, con experiencia en adaptación pediátrica, para colocación de audífonos, derivación a otros especialistas que puedan ser necesarios (neurólogos, oftalmólogos...), y finalmente, derivación a una Unidad de Valoración Infantil en Atención Temprana (UDIAT), para iniciar los trámites de obtención de certificado de minusvalía, y derivaciones a los centros especializados infantiles de atención temprana (CDIAT), donde tendrán acceso a estimuladores, trabajadores sociales, etc. Es muy importante la coordinación de informaciones que durante este proceso el profesional ORL responsable-coordinador recibirá de los diferentes profesionales implicados y servirá de canal de información a la familia.

En relación a los desórdenes tipo neuropatía auditiva, es un término utilizado para describir a los pacientes que manifiestan déficits de audición, generalmente para la comprensión

de la palabra, con unos PEATC ausentes o distorsionados (al igual que los PEAAe), mientras que las OEAP y los microfónicos cocleares (MC) están presentes. Los MC, al igual que las OEAP, son métodos que nos permiten evaluar la funcionalidad de las células ciliadas externas, que en este caso funcionan correctamente, y los PEATC valoran la actividad eléctrica del nervio auditivo en su porción periférica y su recorrido por el tronco cerebral. Estas pruebas son un requisito básico para el diagnóstico de la neuropatía auditiva, que en el 90% de los casos es bilateral. La configuración del audiograma en estos pacientes es heterogénea, pero una de las características es la desproporcionada falta de comprensión de la palabra con porcentajes de discriminación verbal inferiores a los que correspondería si la hipoacusia fuera coclear. El reflejo estapedial o no está presente, o su umbral está elevado. Las causas que justifican estos trastornos son: idiopáticas en el 30%, adquiridas en el 30% y hereditarias en el 40% de los pacientes. Atendiendo a las neuropatías determinadas genéticamente existe la originada por la mutación Q829X en el gen OTOF que codifica la otoferlina, la mutación del gen AUNA y la mutación del gen que codifica la proteína pejuaniana, entre otras. Además se ha publicado una mayor casuística de estos trastornos en enfermedades como Charcot Marie Tooth, Ataxia de Friedreich, Síndrome de Ehlers Danlos o Enfermedad de Refsum, todas ellas, de aparición tardía. Otras causas pueden ser la hipoxia perinatal, la hiperbilirrubinemia, prematuridad, estancia en UCI, alteraciones autoinmunes, metabólicas e infecciosas como la parotiditis. Aunque el resultado es más incierto, está indicada la amplificación con audioprotésis e implante coclear.

Evaluación radiológica

La radiología es un instrumento de gran valor en el diagnóstico. La Tomografía Axial Computerizada (TAC) y la Resonancia Magnética Nuclear (RMN) son las exploraciones comúnmente empleadas. En la TAC, para obtener información diagnóstica y etiológica, valoraremos el estado de la mastoides, la morfología del laberinto anterior y posterior y acueductos cocleares y vestibulares, el conducto auditivo interno y las características de la cápsula ótica. Así, diagnosticaremos las distintas malformaciones de estas estructuras y sospecharemos la existencia de un nervio auditivo hipoplásico o aplásico. La RMN es de crucial importancia para el diagnóstico y, especialmente interesante, en casos de osificación coclear y malformaciones congénitas como hipoplasia y aplasia de los nervios cocleares. Hoy en día, también hay que considerar, dentro de las herramientas diagnósticas, los

estudios de imagen funcional. La RMN funcional, que estudia la actividad neuronal cortical ante un estímulo acústico, y la tomografía de emisión de positrones (PET), que ofrece información funcional basada en los cambios metabólicos del área activada.

Estudios genéticos

Los estudios genéticos y moleculares en las hipoacusias están avanzando mucho en los últimos años y permiten, en algunos casos, confirmar el diagnóstico identificando la mutación genética o el gen responsable de la hipoacusia. En España las mutaciones más frecuentes son las mutaciones de las conexinas, sobre todo, de la conexina 26 (Cx26), que se estima es responsable del 50% de todos los casos de

hipoacusia de herencia recesiva, seguida de la mutación mitocondrial (1555A>G), y de la mutación del gen OTOF, que codifica la otoferlina, proteína implicada en la sinapsis del oído interno y causa de neuropatía auditiva. Es de esperar que en un futuro se amplíen las posibilidades diagnósticas desde los estudios genéticos.

HIPOACUSIA DEL ADULTO

Es muy útil comenzar la evaluación del adulto hipoacúsico clasificando la pérdida auditiva desde el punto de vista audiológico en sus diferentes tipos: neurosensorial, conductiva

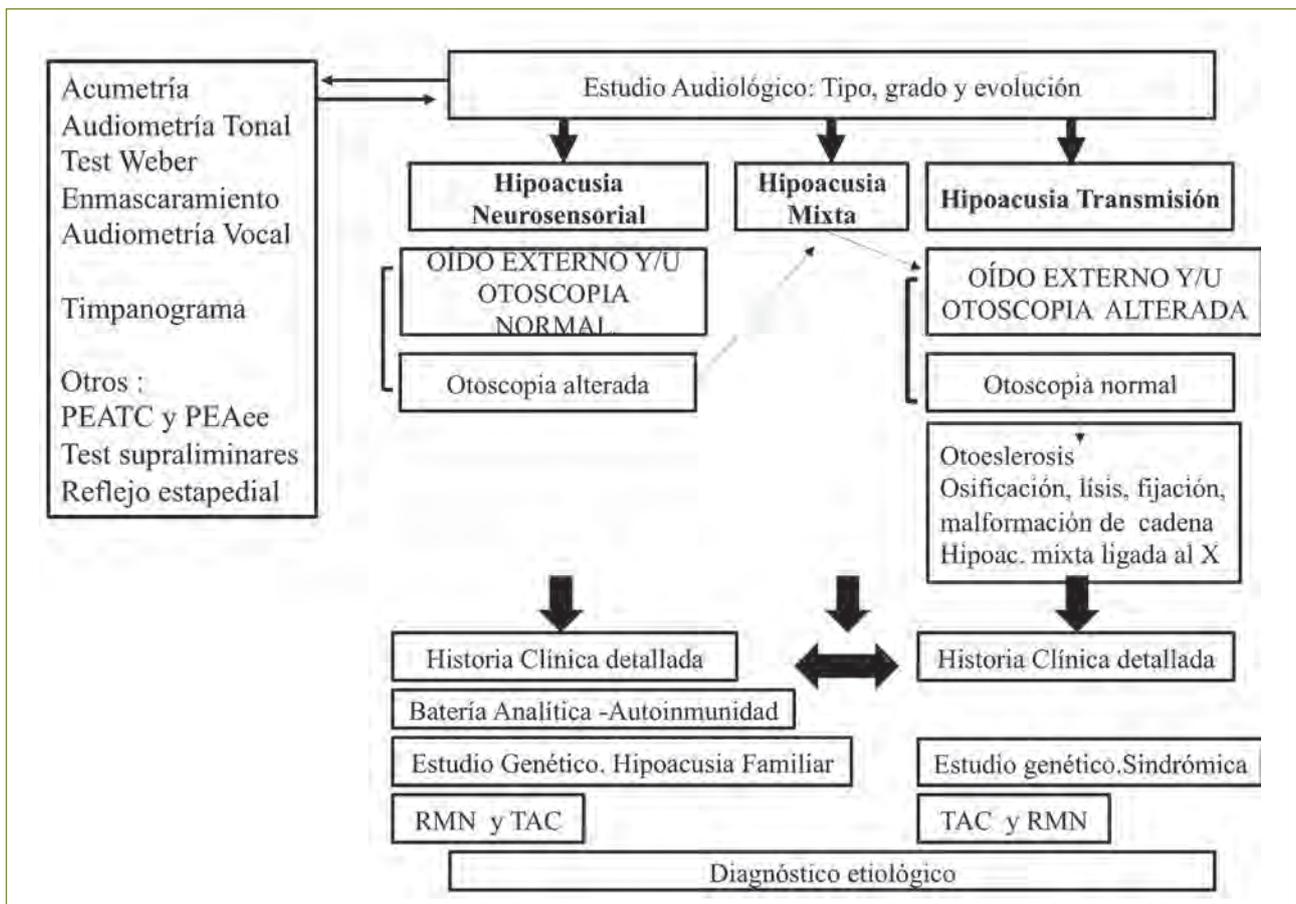


Figura 5
Algoritmo Diagnóstico Hipoacusia del adulto.

Tabla 4

Etiología Hipoacusia del Adulto

| TRANSMISIÓN | NEUROSENSORIAL | HIPOACUSIA SÚBITA |
|---|---|---|
| Oído externo Atresia o microtia congénita Otitis externa Traumatismo Carcinoma escamoso Exostosis, osteoma Psoriasis Cerumen | Oído Interno Hereditaria Infección viral congénita Malformación congénita Presbiacusia Meningitis Tirotoxicosis Infección viral Ototoxicidad Enfermedad Meniere Exposición al ruido Barotrauma Trauma penetrante Neurinoma del acústico Enfermedad Autoinmune Esclerosis múltiple Isquemia cerebrovascular | Infecciones Víricas: herpes, parotiditis.. Bacterianas. Meningitis, Tbc. Ototóxicos Neurinoma acústico, neoplasias Traumatismos Barotraumas, ruido Enf. Autoinmunes Alteraciones vasculares Accidente cerebrovascular Infarto cerebral Hemorragia de oído interno Hipotiroidismo Enf. Meniere Otoesclerosis y Paget Esclerosis múltiple Idiopática |
| Oído medio Atresia congénita o Malformación osicular Otitis media Colesteatoma Orosclerosis Perforación timpánica Traumatismo temporal Tumor glómico | | |

o mixta ya que esto va a ayudar a la evaluación posterior del paciente (figura 5). La hipoacusia de transmisión orientará hacia alteraciones localizadas en oído externo, pero normalmente en oído medio, y la neurosensorial lo hará hacia causas del oído interno. Así pues, tras esta clasificación audiológica inicial, buscaremos cuál es la causa para cada tipo de hipoacusia (tabla 4). Para ello es necesaria una exploración física y otomicroscópica exhaustiva, así como elaborar una historia clínica completa y detallada en la que no falten preguntas acerca de cómo fue el comienzo y la progresión de la sordera, de cómo afecta a la inteligibilidad de la palabra, a su integración social y a actividades de la vida cotidiana, de si ha recibido o no amplificación y cómo ha sido esta; además de si hay dolor, supuración, cirugías previas, antecedentes de traumatismo, barotrauma, exposición al ruido, ototóxicos, infecciones mayores; si se asocia a acúfeno, vértigo o desequilibrio, cefaleas y alteraciones visuales, antecedentes familiares y otras alteraciones médicas, metabólicas y de estado general. Los pacientes con hipoacusia súbita

requerirán derivación urgente para tratamiento y exhaustivo estudio etiológico antes de etiquetarlas como idiopáticas (90% de los casos) (tabla 4).

De la historia clínica podemos obtener datos diferenciales que nos hagan sospechar una u otra hipoacusia. Así, hay unas manifestaciones clínicas que son características de la hipoacusia de transmisión, así, por una parte, la paracusia de Weber: los sonidos, por ejemplo, la masticación, interfieren con la captación del sónico ambiental al llegar al cráneo; por otra parte, la paracusia de Willis: que consiste en que en ambientes ruidosos, al aumentar el interlocutor la intensidad de la voz y al no sentirse el paciente interferido por el ambiente de ruido, mejora la inteligibilidad; y, por último, la capacidad de mantener conversaciones telefónicas sin gran dificultad ya que el auricular del teléfono vibra en el cartílago auricular favoreciendo la conducción ósea (esto también les sucede a los pacientes con hipoacusia neurosensorial que interesa las frecuencias agudas con buenos restos en las frecuencias graves).

Se solicitará una batería analítica, incluyendo al menos los siguientes parámetros: hemograma, bioquímica y colesterolemia, velocidad de sedimentación globular, serología luética, anticuerpos actinucleares (ANA). Puede ser útil solicitar también el fenotipo inmunológico, mediante las subpoblaciones linfocitarias CD4+ y CD8+ y sus isoformas CD45RO+ y CD45RA+66,80, con la finalidad de descartar hipoacusias neurosensoriales de origen autoinmune.

Deberemos completar más tarde el estudio con RMN de oído interno (hipoacusia neurosensorial) y oído medio (disfunción tubárica) y TAC de peñascos buscando alteraciones de oído medio e interno, tal y como hemos comentado al hablar de a hipoacusia infantil.

La exploración auditiva puede comenzar por una acumetría con diapasones, la cual proporciona una ayuda en el diagnóstico diferencial cualitativo de las hipoacusias, así, en la hipoacusia de transmisión observaremos, una lateralización de las vibraciones situadas en la línea media hacia el oído enfermo o peor (Weber lateralizado derecho o izquierdo), una percepción del diapason por vía ósea mejor que por la aérea en el oído enfermo (Rinne negativo). En la hipoacusia de percepción, a pesar de que se reduce la duración de la sensación auditiva por ambas vías, la conducción ósea continúa siendo mejor que la aérea (Rinne positivo). El Weber se lateraliza al oído sano. Existe un caso particular, que es el de las cofosis o hipoacusias profundas unilaterales, en estos casos, el paciente refiere que oye mucho mejor el diapason por vía ósea que por vía aérea, y eso es porque el sonido del diapason en la mastoides, se transmite a través de los huesos del cráneo al oído sano, aunque el paciente crea percibirlo en el oído enfermo, es un falso Rinne negativo en el que el Weber lo lateralizará al lado sano.

La acumetría deberá completarse con la obtención de un audiograma completo mediante la realización de una audiometría tonal liminar con estímulo de tonos puros que nos detalle los umbrales auditivos por vía ósea y por vía aérea en todas las bandas frecuenciales, desde 250 a 8.000 Hz, así como la prueba de Weber. A cualquier diferencia entre los umbrales de vía ósea y vía aérea se le conoce como umbral diferencial y es indicativo de una hipoacusia de transmisión. No existe audiometría completa sin la realización del test de Weber, una vez el vibrador puesto en la frente y a una intensidad adecuada supraumbral, el paciente lo lateralizará contundentemente hacia el oído de la hipoacusia de transmisión, o al oído de mayor hipoacusia de transmisión (es decir, el peor oído), en

los casos en los que esta sea bilateral. Si la hipoacusia es perceptiva bilateral lo lateralizará hacia el mejor oído, pero esta respuesta no siempre es tan rotunda. La prueba de Weber nos ayudará a diferenciar ambos tipos de hipoacusia y a sospechar falsos audiogramas si no se cumplen estas reglas.

Para evitar errores en la estimación del umbral auditivo y obtener el valor más aproximado posible de nuestros umbrales de vía ósea y de vía aérea, es esencial ser estrictos en la realización del enmascaramiento o ensordecimiento, ya descrito anteriormente cuando hablábamos de la hipoacusia infantil, pero más fácil de realizar en el adulto.

Realizaremos PEATC y PEAAe en aquellos adultos no colaboradores, bien intencionadamente o por déficits asociados que les impidan la colaboración.

Hoy en día la audiometría supraliminar ha caído en desuso al generalizarse la exploración radiológica mediante la tomografía computarizada y la resonancia magnética para el estudio diagnóstico de las hipoacusias neurosensoriales. En líneas generales recordaremos que los oídos con hipoacusia coclear tienen un reclutamiento positivo (prueba de Fowler o SISI-test), la adaptación o fatiga es característica de las hipoacusias retrococleares (*tone decay test*).

En relación con el reflejo estapedial, recordar que en las hipoacusias de transmisión cualquier alteración del oído medio que produzca una hipoacusia mayor de 30 db, cursa con una anulación del reflejo estapedial. Un caso particular son las otosclerosis incipientes en las que sucede el fenómeno *on-off*: imagen de deflexión negativa al inicio y al final de la estimulación acústica. En las hipoacusias de percepción endococleares el test de Metz es positivo e indica reclutamiento, y en las retrococleares existe fatigabilidad del reflejo estapedial (*réflex decay test*).

Una exploración que no debe faltar es la audiometría vocal, siendo de especial interés el porcentaje de discriminación a intensidad conversacional. El porcentaje de discriminación nos orienta acerca de si hay correlación o concordancia entre el tipo y grado de hipoacusia y el grado de inteligibilidad, lo cual nos dirige hacia diferentes opciones diagnósticas (por ejemplo, en el neurinoma del acústico, otras patologías centrales y en los trastornos de conversión, el paciente discrimina peor que lo que le correspondería). Del mismo modo, el porcentaje de discriminación nos ayuda a evaluar

las estrategias comunicativas que tiene el paciente, la suplencia mental y, por lo tanto, el pronóstico de esa hipoacusia a ser palidada con los sistemas de amplificación, y nos orienta hacia cuáles han de ser los dispositivos a elegir.

Las hipoacusias de transmisión tienen buen pronóstico funcional en cuanto a discriminación, pueden resolverse con métodos quirúrgicos y si no se opta por ello, o no se consigue, los audífonos u otros sistemas implantables (implantes osteointegrados, de conducción ósea y de oído medio), constituyen una buena alternativa. En la hipoacusia de percepción, el reto es conseguir que el paciente acabe siendo un buen discriminador.

Hoy en día hay un aluvión de posibilidades en cuanto a tecnologías de amplificación auditiva se refiere (audífonos de nueva generación, implantes osteointegrados, de conducción ósea, de oído medio, implantes cocleares, de tronco cerebral...) y, como especialistas, debemos de elegir entre todas ellas la que más se adapta a un paciente determinado. El tipo de hipoacusia, la experiencia auditiva previa, el uso y tolerancia de audífonos convencionales, la progresión o estabilidad de la hipoacusia, la reserva coclear, la morfología de la curva audiométrica, el porcentaje de discriminación..., todos estos factores, obtenidos del diagnóstico, serán determinantes a la hora de elegir la técnica quirúrgica y/o el dispositivo más adecuado para un paciente concreto y optimizar así los resultados de inteligibilidad de la palabra hablada del adulto hipoacúsico.

BIBLIOGRAFÍA

1. Manrique, M.; Huarte, A.; Manrique, R.; Morera, C. Revisiones ORL. *Enfoque en el tratamiento de la hipoacusia neurosensorial infantil*. Badalona Euromedicine 2009, p 7-11.
2. Watkin, P. M., Baldwin, M. Confirmation of deafness in infancy. *Archives of Disease in Childhood*; Nov 1999; 81, 5. Proquest Medical library
3. Marco, J.; Morant, A.; Pitarch, M. I. *Detección, diagnóstico y tratamiento precoz de la sordera en la infancia*. Actas del Simposio Internacional celebrado en la Fundación Ramón Areces. Editorial Centro de Estudios Ramón Areces, S.A., cap. 6, 2009, pp. 89-108.
4. Rea, P. A.; William, M. A.; Gibson, P. R. MD. Evidence for surviving Outer Hair Cell Function in Congenitally Deaf Ears. *Laryngoscope*, 113:2030-2034, November 2013.
5. Hung-Ching Lin, Min-Tsan Shu, Kuo-Sheng Lee, Huan-Yu Lin, Grace Lin. Reducing False Positives in Newborn Hearing Screening Program. How and Why. *Otology and Neurotology*. 2007, 28: 788-792.
6. Jhonson, J. L.; White, K. R.; Widen, J. E. *et al*. A multicenter evaluation of how many infants with permanent hearing loss pass a two-stage otoacoustic emissions/automated auditory brainstem response newborn hearing screening protocol. *Pediatrics* 2005; 116-663.
7. Stach, B. A. *Clinical audiology: An introduction*. San Diego. Singular publishing group. 585 pp.1998.
8. Martínez Fernández, A.; Alañón Fernández, M. A.; Ayala Martínez, L. F.; Álvarez Álvarez, A. B.; Miranda León, M. T.; Sainz Quevedo, M. Estudio Comparativo entre potenciales evocados auditivos de estado estable, potenciales auditivos de tronco cerebral y audiometría tonal liminar. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2007, 58 (7), 290-295.
9. Martínez Beneito, P.; Morant Ventura, A.; Pitarch Rivas, M. I.; García Callejo, F. J.; Marco Algarra, J. Potenciales Evocados Auditivos. *Acta Otorrinolaringológica ESP*; 53:707-717. 2002.
10. Lavilla Martín de Valmaseda, M. J. La importancia del diagnóstico precoz en las hipoacusias leves y moderadas. *Separata. Revista Fiapas* nº 145. Abril, mayo, junio 2013.
11. American Academy of Pediatric. Task Force on Newborn infant hearing loss Detection and intervention. *Pediatrics* 1999, 103: 52.
12. Kennedy, C. R.; McCann, D. C. *et al*. Lenguaje ability after early detección of permanent childhood hearing impairment. *N. Engl J Med* 2006; 345: 213.
13. Joint Committee on Infant Hearing Position Statement, Risk indicators associated with permanent congenital, delayed-onset or progressive hearing loss in childhood. *Pediatrics*, 2007, 120, 4, October.
14. Wessex, U. Neonatal Hearing Screening Trial Group. *Lancet* 1998, 352; 1957-1964.
15. Watkin, P. M. *Arch Dis Child Fetal Neonatal*, 1996, 74:16, 25.
16. Huarte, A.; Molina, M.; Manrique, M.; Olleta, I.; García Tapia, R. Protocolo para la valoración de la audición y lenguaje en lengua española en un programa de implantes cocleares. *Acta Otorrinolaringológica Española*, 1996, 47, suplemento 1.
17. Estabrooks, W. *Cochlear Implants for kids*. Washington, DC: A.G. Bell, 1998.

CAPÍTULO 14
EVALUACIÓN DE LA
PERCEPCIÓN MUSICAL

14. EVALUACIÓN DE LA PERCEPCIÓN MUSICAL

JUAN CARLOS FALCÓN GONZÁLEZ*, ÁNGEL RAMOS DE MIGUEL,
SILVIA BORKOSKI BARREIRO, GLORIA GUERRA JIMÉNEZ
Y ÁNGEL RAMOS MACÍAS

INTRODUCCIÓN

El implante coclear ha sido diseñado, en líneas generales, para permitir la percepción del habla, con unos resultados en situaciones de silencio que podemos calificar de buenos a excelentes. Sin embargo, su desempeño en la entrega de la música y el habla en ruido de fondo ha sido menos que ideal.

La música, medio de expresión artístico y emocional, que forma parte de la cultura, integrando las actividades sociales del individuo y brindando un modo de comunicación como “lenguaje universal”, constituye hoy un desafío para todos los profesionales involucrados en el área de la audiología clínica.

La percepción musical, incluyendo las características básicas del sonido: tonalidad, amplitud y duración; así como también los parámetros propios de la música: patrones rítmicos, melódicos y temporales; contribuyen también al enriquecimiento del mundo sonoro que percibimos y, por tanto, a mejorar la calidad de las experiencias auditivas.

La música es un fenómeno universal y transcultural, comparable al lenguaje y superior a otros modos de exteriorización de las emociones. Su magnitud, el esfuerzo que se realiza en crear y reproducir música, conduce inexorablemente a la conclusión de que en nuestro cerebro existe un impulso básico que nos anima a producir o escuchar música.

Los usuarios de implante coclear hablan de la música como el segundo estímulo acústico más importante en su vida, al lado de la comprensión del habla, y la mayoría de estos usuarios expresan que no logran percibirla bien con su dispositivo (1).

Cada vez más, los avances tecnológicos en el campo de los dispositivos de ayuda auditiva han conducido a evaluar de forma más sutil los aspectos complejos de la audición; procurando proporcionar al paciente hipoacúsico el acceso a todos los aspectos auditivos del entorno sonoro.

Una buena prueba de la percepción musical de los usuarios de implante coclear es diferenciar los niveles de capacidad en diferentes tareas musicales.

Aunque la música en su sentido amplio se trata de una experiencia subjetiva, existen propiedades físicas que pueden ser controladas y evaluadas de manera objetiva.

Los aspectos que pueden evaluarse en la música son:

- Discriminación de tono o altura de los sonidos.
- Intensidad o fuerza de los sonidos.
- Ritmo u organización de la duración de los sonidos.
- Tiempo o duración de los sonidos.
- Timbre o “color” de los sonidos.
- Memoria tonal o recuerdo discriminado de la altura de dos o más sonidos escuchados antes.

La percepción auditiva es susceptible de ser el objeto de una investigación cuantitativa, como se puede observar en los abundantes trabajos elaborados.

PRUEBAS PARA LA EVALUACIÓN DE LA PERCEPCIÓN MUSICAL EN PACIENTES CON IMPLANTE COCLEAR

Antes de describir los test más utilizados para evaluar la percepción musical en pacientes portadores de implante coclear, es conveniente realizar una breve referencia al test de Seashore, también útil en estos pacientes, destinado a medir las capacidades y aptitudes musicales:

TEST DE APTITUDES MUSICALES DE SEASHORE, LEWIS Y SAETVIT (1992)

Mide seis capacidades que son: tono, intensidad, ritmo, tiempo, timbre y memoria tonal. Seashore (1866-1949) fue

* Juan Carlos Falcón González. Avenida Marítima del Sur s/n. 35001 Las Palmas, España. Teléfono de contacto: 34 928 44 18 01. Fax: 34 928 44 18 03. E-Mail: jfalgond@gobiernodecanarias.org

el primer gran psicólogo de la música, que dotó de unas bases científicas a la educación musical.

El espíritu musical se caracteriza, según Seashore, por la capacidad sensorial (sensaciones auditivas), la imaginación creativa, la memoria musical, la sensibilidad musical y la capacidad para ejecutar obras musicales.

Dentro de las pruebas que se pueden desarrollar en este test tenemos:

Tono o altura

Consta de cincuenta parejas de notas. El individuo en estudio, en cada pareja, debe señalar si el segundo sonido es más alto o más bajo que el primero, es decir, si su dirección, al cambiar de altura (frecuencia), es hacia arriba o hacia abajo. Se trata en definitiva de precisar si el segundo sonido es más agudo o más grave que el primero. Los estímulos fueron obtenidos por un oscilador de frecuencia por medio de un circuito que producía tonos puros, sin armónicos.

Intensidad

Esta prueba está compuesta por cincuenta pares de sonidos, pero la frecuencia se mantiene constante a 440 ciclos/segundo (La 4). El paciente debe determinar si el segundo sonido es más intenso o más débil que el primero.

Ritmo

En esta prueba, se presentan treinta pares de modelos rítmicos. Cada modelo de los diez primeros pares contiene cinco notas; seis cada modelo de los diez siguientes y siete en los diez últimos modelos. El compás varía sucesivamente cada diez modelos, pero el tiempo se mantiene constante. El paciente indica en este caso si los dos modelos son iguales o diferentes.

Tiempo

En esta prueba, el paciente debe especificar, entre cincuenta parejas de sonidos de diferente duración, si el segundo sonido es más largo o más corto que el primero. La frecuencia, se mantiene constante a 440 c/sg (nota La 4). La duración de las notas se controla por un de tiempo.

Timbre

Esta prueba consta de cincuenta pares de notas donde cada nota está compuesta por su sonido fundamental (frecuencia de 180 c/seg.) y sus primeros cinco sobretonos. La estructura interna de las notas se modifica por medio de una alteración recíproca en las intensidades del tercero y cuarto armónicos. El paciente debe indicar si las notas son iguales o diferentes en su timbre.

Memoria tonal

Esta prueba se compone de treinta parejas de secuencias de notas, subdivididas en tres grupos de diez elementos cada uno, y con tres, cuatro, o cinco notas, respectivamente. En cada pareja hay siempre una nota diferente (en la segunda secuencia), habida cuenta que la primera secuencia de todos y cada uno de los ítems es también variable.

“MACarena” (MINIMUM AUDITORI CAPABILITY)

Se trata de un programa validado por los doctores Waikong Lai y Norbert Dillier del Departamento de Otorrinolaringología del Hospital Universitario de Zúrich, Suiza (3). Es la herramienta de trabajo para la valoración y evaluación del reconocimiento de instrumentos y patrones musicales. Con un interfaz de usuario bastante uniforme y flexible, se recogen los datos demográficos básicos, las diferentes pruebas a realizar así como los dispositivos auditivos y las estrategias de codificación que usa el paciente.

El software incluye, además de las pruebas de rutina del habla en entornos clínicos y experimentales, diferentes apartados donde se evalúan y valoran los patrones musicales que en este estudio se han llevado a cabo.

El programa permite realizar pruebas de entrenamiento previas en cada uno de los test con el fin de familiarizarse con los diferentes sonidos que se exponen. No obstante, una vez se inicia la sesión del test seleccionado, la asignación del turno y orden de reproducción de las diferentes muestras, se hace de forma aleatoria, no permitiendo el aprendizaje del mismo en ningún momento. Asimismo se selecciona la intensidad en dB SPL así como la relación señal ruido.

El material de ensayo pregrabado se guarda en formato WAV. Los resultados de las pruebas se almacenan en un archivo de salida de formato ASCII lo que permite la exportación a otras bases de datos para su tratamiento y posterior análisis.

Se relacionan a continuación los diferentes test de evaluación musical, dentro de la variabilidad de los que dispone el programa:

Reconocimiento de escalas de tono

Esta prueba fue originalmente propuesta por Galvin *et al.* en 2007 (2). Con esta prueba, la percepción del tono se evalúa con la fusión de los tonos secuenciales en un flujo melódico, siendo necesaria para identificar diferentes contornos.

La prueba incluye contornos de dos octavas y tres distancias de tono, mostrándose al paciente la posibilidad de seleccionar entre cinco curvas: ascendente, plano, descendente y la combinación ascendente-descendente, descendente-ascendente (figura 1). Cada una de las posibles respuestas se repite dos veces, con combinaciones aleatorias haciéndose imposible el aprendizaje del orden en la aparición de la escala.



Figura 1

Imagen obtenida del programa MACarena®, reconocimiento de escalas de tono, en el que se muestra al paciente la posibilidad de seleccionar entre cinco las curvas ascendente, plano, descendente y la combinación ascendente-descendente o descendente-ascendente.

Reconocimiento de instrumentos

En la prueba de reconocimiento de instrumentos, se utilizan grabaciones de músicos profesionales de la Orquesta de la

Ópera de Zúrich, instruidos para tocar el instrumento con un mismo ritmo y articulación. Al paciente se le muestra una pantalla (figura 2) con ocho instrumentos musicales: trompeta, trombón, flauta, clarinete, violín, violonchelo, guitarra y piano. Los ocho instrumentos, de forma independiente, tocan la melodía de la canción de Suecia “¿Quién puede navegar sin el viento?” (“*Vem kan Segla vind förutan?*”), durante cinco segundos.



Figura 2

Imagen obtenida del programa MACarena®, prueba de reconocimiento de instrumentos, en la que se ofrece al paciente la posibilidad de identificar el instrumento empleado en la melodía escuchada.

Cada vez que suena un instrumento, el paciente hace la selección del que cree que está reproduciendo la melodía. Una vez seleccionado se vuelve a reproducir la misma melodía pero generada por otro instrumento de forma aleatoria. El total de pase de muestra en el test es de 32 muestras, repitiéndose cuatro veces cada uno de los instrumentos.

Reconocimiento discriminación de tono

Consiste en pasar ocho veces, dos tonos diferentes. Los pares de tonos para esta prueba se organizan en tonos de tres bandas de frecuencia en la 3ª, 4ª y 5ª octava y los rangos e intervalos de frecuencia se mezclan al azar y se muestras de forma aleatoria. Muestra la posibilidad de seleccionar entre diferencias de 1, 3, 6, y 12 semitonos.

El paciente debe seleccionar en cada uno de los pases qué tono es el más agudo (figura 3).

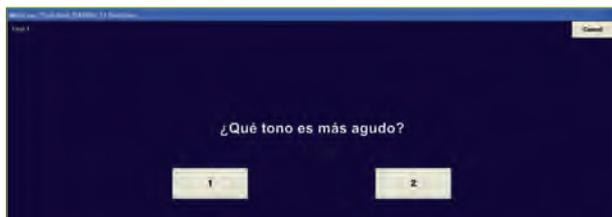


Figura 3

Imagen obtenida del programa MACarena®, reconocimiento discriminación de tono.

Reconocimiento de armónicos

Los estímulos que se presentan tienen su origen en una prueba de armonía creada por Mary y Mark Grasmeyer Lutman, Instituto de Sonido y Vibración de Investigación Southampton (ISVR). Dos acordes son ejecutados de forma independientes en cada pase, repitiéndose un total de treinta veces, ante esto el paciente debe responder si el primer acorde o el segundo se han desempeñado correctamente (figura 4).

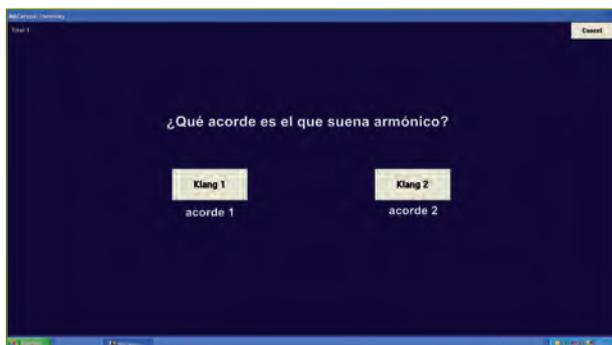


Figura 4

Imagen obtenida del programa MACarena®, reconocimiento de armónicos.

Los “correctos” son aquellos acordes mayores o menores interpretados con un piano sintetizado. Los “incorrectos” son acordes similares pero dos de las cuatro notas del acorde se han desplazado un semitono superior, cuyo resultado implica siempre una disonancia.

MU.S.I.C. PERCEPTION TEST (MPT) (4)

Tono

Con este test se determina si el sujeto es capaz de diferenciar, en pasos hasta de un cuarto de tono, si el tono presentado es más agudo o más grave.

Utiliza un algoritmo de escalera descrito por Levitt en transformadas Métodos arriba-abajo en *Psychoacoustics* (1970).

Es posible seleccionar un máximo de diez pruebas para ejecutar simultáneamente y permitiendo al programa tratar de forma aleatoria las mismas, reduciendo de esta forma el riesgo de aprendizaje del sujeto. Asimismo, se trata de un procedimiento adaptativo por lo que no es posible predecir el orden.

Ritmo

Esta prueba determina la capacidad del sujeto para distinguir los diferentes ritmos utilizando archivos de sonidos consistentes en 58 pares de ritmos de producción seleccionados aleatoriamente por el programa.

Melodía

Esta prueba determina la capacidad de un sujeto para detectar las diferentes melodías breves con el mismo patrón rítmico.

Se dispone de 139 archivos que han sido grabados en piano y es el programa quien decide de forma aleatoria cómo se presentan.

Los pares de archivos varían de tener grandes diferencias hasta archivos que difieren en un solo semitono.

Distinción de acordes

En esta prueba se determina la habilidad del paciente para diferenciar entre la presentación de dos acordes ejecutados a piano.

El programa dispone de 51 pares de acordes que se ejecutan de forma aleatoria.

Instrumento

El test determina si el sujeto es capaz de identificar el instrumento que se está escuchando. Se presentan 24 imágenes de instrumentos de entre las cuales el paciente debe seleccionar el utilizado.

Los instrumentos reproducen archivos de sonido de forma ascendente y de escala descendente; se trata de una pieza corta de 18 segundos de duración.

Número de instrumentos

Esta prueba determina la cantidad de diferentes instrumentos que los sujetos pueden distinguir tras escuchar un pequeño fragmento musical de unos 19 segundos. La pieza está escrita para cello, tambor, flauta, trompeta y el xilófono, los cuales han sido seleccionados por su importante diferencia de timbre.

Hay un total de 31 archivos con la combinación de los instrumentos.

La pantalla de prueba contiene una imagen de cada uno de los cinco instrumentos.

Emoción

Esta prueba pide a los sujetos definir una pieza corta de música, con una escala donde el 1 equivale a la pieza más triste y 10 la pieza más feliz.

Disonancia

Esta prueba pide a los sujetos a la calificación de un acorde de piano en un escala consonancia/disonancia, donde 1 es el sonido menos melodioso y 10 es el más melodioso.

El programa ejecuta los diferentes ficheros de acordes de forma aleatoria donde siempre uno de los dos es disonante.

CUESTIONARIO DE MÚSICA DE MÚNICH

Se trata de un test específico para registrar los hábitos musicales en personas con sordera poslingual, después de la implantación coclear (5).

El test consta de un total de veinticinco preguntas, haciéndose especial énfasis en la frecuencia con la que el paciente escucha la música y sobre el papel que juega o ha jugado la música en su vida en las tres situaciones, previa a la aparición de la hipoacusia, instaurada la hipoacusia pero sin implante coclear y una vez implantado, así como si diferencia entre frecuencias graves y agudas, ¿cómo percibe la música con su implante coclear?, ¿por qué escucha música? y ¿qué elementos diferencia de la música? (ver figura 5).



Figura 5
Cuestionario de Múnich.

BIBLIOGRAFÍA

1. Gfeller, K.; Christ, A.; Knutson, J. F.; Witt, S.; Murray, K. T.; Tyler, R. S. Musical backgrounds, listening habits, and aesthetic enjoyment of adult cochlear implant recipients. *J Am Acad Audiol* 2000; 11 (7): 390-406.

- Galvin, J. J.; Fu, Q. J.; Nogaki, G. Melodic contour identification by cochlear implant listeners. *Ear Hear* 2007; 28 (3): 302-319.
- Lai, W. K.; Dillier, N.; Carena, M. A.: *A flexible computer-based speech testing environment*. In: 7th International Cochlear Implant Conference, Manchester (2002).
- Fitzgerald, D.; Fitzgerald, H.; Brockmeier, S. J.; Searle, O.; Grebenev, L.; Nopp, P. In *Musical Sounds in Cochlear Implants* (Mu.S.I.C.) Test. Innsbruck: MED-EL GmbH (2006).
- Brockmeier, S. J. *Munich Music Questionnaire* (MUMU) [online]. Disponible en: http://www.medel.com/english/50_Rehabilitation/Free-download/munichmusic-questionnaire.php

CAPÍTULO 15
EVALUACIÓN AUDITIVA
DEL OÍDO ÚNICO

15. EVALUACIÓN AUDITIVA DEL OÍDO ÚNICO

ASIER LEKUE*, LUIS LASSALETTA* Y JAVIER GAVILÁN

INTRODUCCIÓN

La hipoacusia unilateral profunda, también denominada como oído único, es un trastorno auditivo, a menudo infra-diagnosticado, que se puede presentar de forma congénita o desarrollarse súbita o progresivamente.

Su etiología es variada. Puede ser traumática (traumatismos craneales y traumas acústicos), infecciosa (meningitis, parotiditis, sarampión), tumoral (schwannoma vestibular), o congénita (enfermedades genéticas, malformaciones laberínticas, aplasia de nervio coclear). También puede ser causada por fármacos ototóxicos, por una enfermedad de Ménière o por una hipoacusia súbita.

Aunque no supone el mismo grado de incapacidad que una hipoacusia bilateral, el impacto de la hipoacusia unilateral profunda en la vida laboral, familiar y social del paciente puede ser grande. Su repercusión durante la edad infantil es aún mayor, por su alta incidencia (1) y por su implicación directa en el desarrollo auditivo, rendimiento académico y en la autoestima de estos niños (2).

AUDICIÓN BINAURAL VS. MONOAURAL

Para entender los problemas de audición que presentan los pacientes con oído único y las dificultades que nos encontramos en su exploración auditiva es preciso entender los conceptos de binauralidad y monoauralidad con sus implicaciones.

La binauralidad es la capacidad de escuchar por ambos oídos. El sistema auditivo central codifica los sonidos a través de dos vías auditivas, procesando las diferencias interaurales con las que el sonido llega a ambos oídos. Esto nos permite reconstruir mentalmente una escena auditiva

y constituye una clara ventaja comunicativa, especialmente en ambientes con más de una fuente sonora (3).

Los pacientes con oído único presentan una situación de monoauralidad. En contra de lo que podría pensarse, al eliminar un receptor sonoro, la pérdida auditiva cuantitativa es únicamente de 3dB (4). Sin embargo, es la pérdida de estereofonía la que ocasiona a las personas con oído único dificultades auditivas en situaciones que dependen en gran medida del procesamiento espacial, como son la localización del sonido y la percepción verbal en situaciones de ruido.

LOCALIZACIÓN DEL SONIDO

Supone la capacidad del oyente para identificar el origen del sonido escuchado en dirección y distancia.

Mientras que la localización en el plano vertical, menos desarrollado en el ser humano, depende del filtrado espectral que realiza el pabellón auricular (5), la localización del sonido en el plano horizontal o azimut depende del procesamiento binaural, en concreto de dos fenómenos (6):

- Diferencia interaural de tiempo.
- Diferencia interaural de intensidad.

La diferencia interaural de tiempo consiste en el breve lapso de tiempo que transcurre entre la llegada de la señal acústica a la cóclea más próxima a la fuente sonora y a la más alejada. Diferencias menores de 700 microsegundos provocan un desplazamiento completo de la sensación hacia uno de los lados. Este fenómeno permite localizar sonidos de baja frecuencia, por debajo de 800 Hz (figura 1).

La diferencia interaural de intensidad se basa en el concepto de *sombra acústica*. La cabeza supone un obstáculo para la propagación de sonidos de frecuencia mayor a 1.000 Hz hacia el oído más alejado, produciéndose una diferencia de

* Asier Lekue Madinabeitia / Luis Lassaletta Atienza. Servicio de Otorrinolaringología. Hospital Universitario La Paz. Paseo de la Castellana, 261. 28046 Madrid. Teléfono de contacto: 91 207 16 51. E-mail: ailekue@gmail.com; luikilassa@yahoo.com

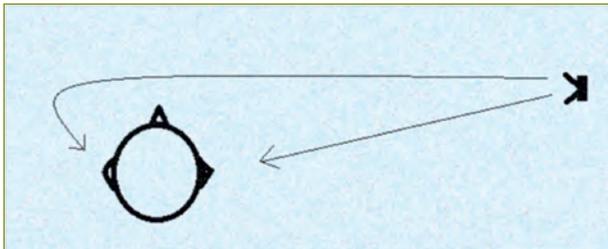


Figura 1

Diferencia interaural de tiempo. El sonido tarda más tiempo en llegar al oído izquierdo que al oído derecho.

intensidad considerable entre ambos oídos. Diferencias interaurales mayores de 30 dB producen un desplazamiento total de la sensación hacia el lado de mayor presión acústica (figura 2).

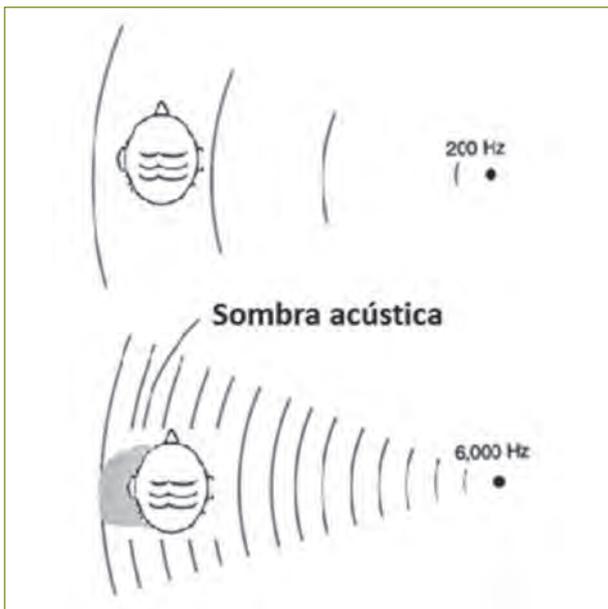


Figura 2

Sonidos de intensidad menor a 1.000 Hz llegan al oído contralateral a la fuente sonora gracias a la difracción de la onda sonora. Con los sonidos de intensidad mayor a 1.000 Hz, en cambio, la cabeza actúa como obstáculo al paso de la onda sonora y se produce una sombra acústica.

Estas estrategias requieren una audición binaural para la correcta localización de los sonidos. Los pacientes con hipoacusia unilateral profunda presentan una importante limitación para la localización en el plano horizontal, con tendencia a identificar los sonidos erróneamente más próximos a su oído sano (3). Sin embargo, se ha observado que muestran una progresiva adaptación a la monoauralidad con el paso del tiempo que les permite mejorar su habilidad para localizar sonidos (7).

PERCEPCIÓN VERBAL EN AMBIENTES CON MÚLTIPLES FUENTES SONORAS

La audición binaural presenta claras ventajas en percepción verbal frente a la monoaural, especialmente en situaciones auditivas exigentes como son los ambientes con ruido. En concreto, efectos psicoacústicos como la fusión binaural o la sumación binaural y las consecuencias puramente físicas del efecto sombra mejoran la percepción verbal en condiciones de ruido.

- El *efecto sombra* o *efecto del mejor oído* consiste en el efecto que el tamaño volumétrico de la cabeza ejerce sobre las diferencias de tiempo, intensidad y timbre entre los dos oídos cuando la fuente sonora se encuentra más próxima a un oído. Cuando hay una separación espacial entre la fuente sonora y la enmascaradora (ruido), la discriminación verbal mejora si el oyente atiende al oído con mejor ratio señal-ruido (el oído que recibe mejor la señal acústica frente a la enmascaradora) (8). En pacientes con oído único, si el sonido se aproxima directamente al oído sordo (con el oído sano en el lado opuesto, oculto tras la cabeza), el efecto sombra puede suponer una pérdida de intensidad de hasta 5-6 dB (figura 2).
- La *fusión binaural* o *efecto "squelch"* optimiza la percepción verbal en ambientes ruidosos a través del procesamiento central de las señales binaurales. Los centros auditivos corticales interpretan simultáneamente la información proporcionada por ambos oídos, reconocen los estímulos verbales con significado y, a la vez, filtran el ruido ambiente indeseado. Esto permite centrar la atención en un estímulo verbal concreto frente a otros estímulos sonoros en ambientes ruidosos. Proporciona un incremento entre 3 y 6 dB en intensidad verbal en presencia de ruido ambiente (9).

- La *sumación binaural* es un efecto psicoacústico que consiste en la mejoría en 2-6 dB del umbral de audición de la señal acústica con la audición binaural respecto a condiciones de monoauralidad. Se produce también como resultado del procesamiento central independiente de las señales provenientes de ambos oídos en el sistema auditivo. Mejora la inteligibilidad verbal tanto en ambientes silenciosos como ruidosos (10).

EVALUACIÓN AUDITIVA

La exploración funcional de la audición en el paciente con hipoacusia profunda unilateral deberá seguir la misma sistemática que en el resto de pacientes. No obstante, presenta algunas diferencias que nos pueden confundir y debemos conocer para no errar en el diagnóstico.

ACUMETRÍA

Las hipoacusias neurosensoriales profundas unilaterales presentan una peculiaridad frente al comportamiento general de las hipoacusias neurosensoriales en la acumetría instrumental:

- En la prueba de Weber la sensación sonora lateraliza hacia el lado sano, ya que el oído enfermo tiene menos reserva coclear y es menos sensible a la estimulación. Este resultado es similar al del resto de hipoacusias neurosensoriales.
- En la prueba de Rinne estos pacientes presentan un comportamiento similar a los trastornos conductivos conocido como *falso Rinne negativo*. Presentan mejor percepción ósea que aérea por la dificultad para reconocer que la sensación sonora que reciben por vía ósea es consecuencia de la estimulación interaural del oído contralateral con una reserva coclear intacta (figura 3).

AUDIOMETRÍA TONAL

Las vías aérea y ósea de la audiometría tonal liminar típicamente se confunden en pacientes con hipoacusia unilateral o con una audición muy asimétrica. La señal presentada en el oído enfermo, si es de suficiente magnitud, puede

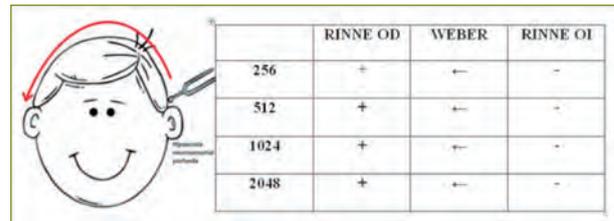


Figura 3

El paciente con hipoacusia unilateral izquierda profunda percibe el sonido mejor por vía ósea gracias a la transmisión a través del cráneo a la cóclea contralateral (falso Rinne negativo). Sin embargo, en la prueba de Weber lateraliza al oído sano.

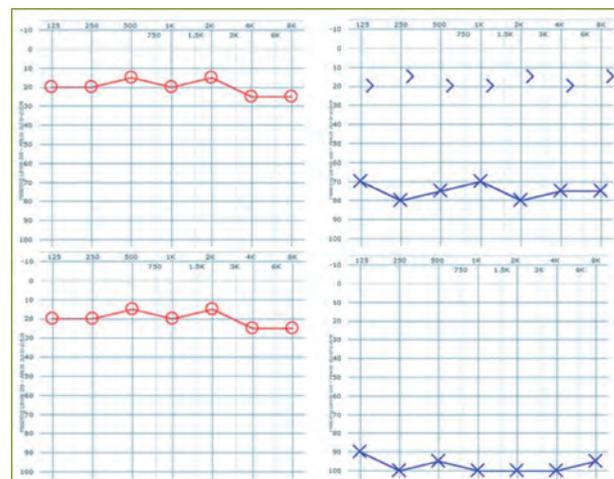


Figura 4

Arriba, audiometría sin enmascaramiento, muestra una curva fantasma en oído izquierdo. Abajo, audiometría real tras enmascaramiento del oído derecho, muestra una hipoacusia neurosensorial profunda en oído izquierdo.

percibirse en el oído sano, obteniendo respuestas falsas cuyo trazado dará lugar a una *curva fantasma* (figura 4).

Para evitarlo utilizamos las técnicas de *enmascaramiento*. Se enmascara el oído con mejor audición utilizando un sonido suficientemente intenso como para anular una respuesta del oído mejor, pero sin llegar a distorsionar las respuestas del oído peor (11).

Un concepto importante relacionado con el enmascaramiento es la *atenuación interaural*, que puede definirse como la reducción en intensidad que ocurre cuando la señal sonora cruza la cabeza de un oído al otro por vía ósea. La atenuación interaural va a depender del tipo de dispositivo que utilicemos para transmitir la señal (40-50 dB con auriculares y 0 dB con un vibrador de conducción ósea) (12). Si la diferencia de umbrales entre ambos oídos supera la atenuación interaural es muy probable que el oído que está respondiendo sea el sano cuando estamos explorando el enfermo. Por tanto, enmascaramos siempre que haya una diferencia mayor de 40-50 dB entre las vías aéreas de ambos oídos o una diferencia de al menos 10 dB en las vías óseas.

Por tanto, en pacientes con oído único es fundamental enmascarar siempre tanto en la evaluación de la vía ósea como en la vía aérea.

Las condiciones necesarias para que un ruido sea efectivo en el enmascaramiento son las siguientes:

- Un mínimo de intensidad para que llegue a ensordecir el oído contralateral. Debe tener la suficiente potencia como para bloquear la sensación auditiva del tono que se está explorando.
- Un máximo de intensidad, ya que puede producir, por audición cruzada, no solo el enmascaramiento del oído contralateral sino también el del que estamos explorando, si es demasiado intenso.
- El tono tiene que ser distinto de la frecuencia que se está aplicando.

Por tanto la intensidad del enmascaramiento se debe situar entre los siguientes valores:

- *Criterio de eficacia*: mínimo de eficacia de enmascaramiento del oído a eliminar.
- *Criterio de no repercusión*: máximo de no repercusión en el oído a examinar.

Estrategias de enmascaramiento

El enmascaramiento se presenta siempre por vía aérea. El tipo más efectivo es el ruido de banda estrecha (13), compuesto por una banda frecuencial centrada en la frecuencia que se va a estudiar. Si no se dispone de este

tipo de ruido puede usarse el ruido blanco, que contiene todas las frecuencias del espectro auditivo a la misma intensidad.

Para hallar la intensidad a la que debemos enmascarar sin distorsionar las respuestas del oído con peor audición (sobreenmascaramiento) disponemos de varias estrategias, siendo la más utilizada la *Técnica De La Meseta*:

- Se comienza emitiendo un ruido blanco o un ruido de banda estrecha en el oído con mejor audición 10 dB por encima del umbral de enmascaramiento (mínima intensidad audible por el oído sano).
- Simultáneamente se busca en el oído peor el umbral de audición óseo en esa frecuencia.
- A continuación se aumenta en 5 dB la intensidad de ruido enmascarante y se vuelve a buscar el umbral óseo en el oído peor.
- Cuando el umbral óseo se mantenga inalterado en tres ocasiones sucesivas habremos encontrado la intensidad de enmascaramiento efectiva.

AUDIOMETRÍA VERBAL

Característicamente los pacientes con hipoacusia unilateral profunda muestran en la audiometría verbal un oído sordo o cófótico en el que no se obtienen umbrales o estos son muy pobres, mientras que el oído contralateral presenta una curva normal (figura 5).

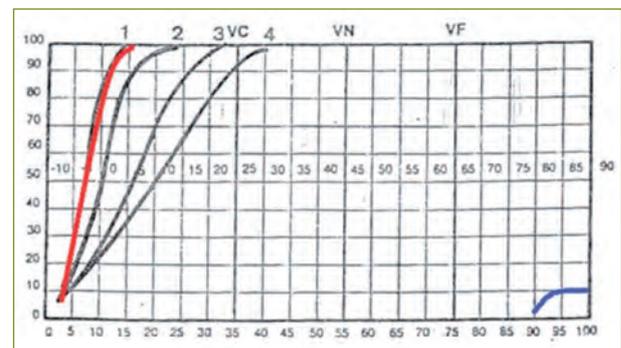


Figura 5

Audiometría verbal típica de paciente con hipoacusia unilateral profunda.

En la audiometría verbal se estudian los siguientes parámetros (figura 6):

- El *umbral de inteligibilidad o de recepción verbal* es la intensidad a la que se distinguen el 50% de las palabras. Este debe coincidir aproximadamente con la media de los umbrales auditivos conversacionales (500, 1.000 y 2.000 Hz) en la audiometría tonal liminar (11).
- El *umbral de detectabilidad de la voz* es la menor intensidad a la cual la señal verbal puede ser detectada.
- El *umbral de máxima inteligibilidad* es la intensidad sonora en la que el paciente diferencia el máximo porcentaje de las palabras emitidas.
- El *porcentaje de discriminación* es el porcentaje de palabras detectadas a una intensidad sonora 35 dB por encima del umbral de inteligibilidad.

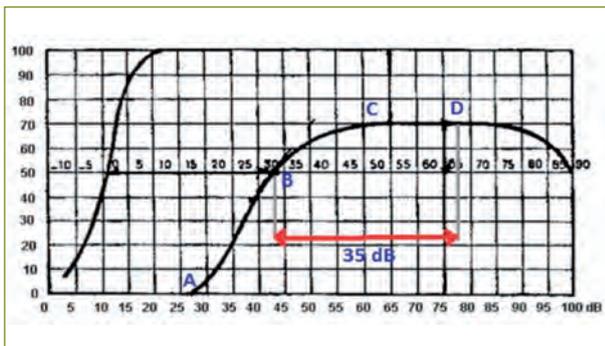


Figura 6
Audiometría verbal: umbral de detectabilidad (A), umbral de inteligibilidad (B), umbral de máxima inteligibilidad (C), porcentaje de máxima discriminación (D).

Se deben utilizar listas de palabras fonéticamente balanceadas. Las más utilizadas en idioma castellano son las del doctor Tato y las de la doctora Cárdenas.

Al igual que en la audiometría tonal liminar, se debe enmascarar el oído sano cuando su umbral óseo supera en 40 dB el umbral de inteligibilidad del oído enfermo. Por lo tanto, es imprescindible el enmascaramiento verbal en la exploración de pacientes con oído único. El ruido enmascarante más eficaz es el ruido verbal o *speech noise*.

El oído mejor se enmascarará con la intensidad enviada al oído explorado menos 40 dB más el máximo de diferencia de la vía ósea con respecto de la aérea del oído enmascarado (14).

AUDIOMETRÍA EN CAMPO LIBRE

La audiometría en campo libre es un procedimiento que valora la sensibilidad auditiva de una persona cuando las señales acústicas se presentan a través de una o más fuentes sonoras en una habitación. El sonido que llega a los oídos del paciente va a estar influido, por tanto, por las características acústicas de la habitación y de los objetos que en ella se encuentren, incluido el propio paciente (15).

Es un procedimiento de rutina en la población infantil menor de 5-6 años y para cuantificar la ganancia auditiva con los dispositivos de amplificación. Permite estudiar la audición en condiciones más próximas a la vida real que con audiometría tonal, con la fuente sonora a distintas distancias y localizaciones en el plano horizontal, además de poder simular situaciones con ruido ambiente. En el paciente con audición monoaural resulta especialmente útil para observar las limitaciones en la localización del sonido, percepción verbal en condiciones de ruido y el efecto sombra. Se pueden utilizar tanto estímulos tonales como verbales. A diferencia de la audiometría tonal, no se recomiendan los tonos puros o sonidos de banda estrecha y, en general, se prefieren tonos de frecuencia modulada (16).

Para llevarla a cabo debemos contar con una cámara anecoica, con el menor ruido ambiente y reverberación posible, donde se procederá a la exploración mediante la emisión de la señal sonora a través de altavoces, en vez de mediante auriculares. El calibrado debe ser frecuente, al menos cada 3 meses. El paciente debe estar sentado de tal manera que los altavoces queden a la altura del pabellón auricular (15).

Los altavoces deben estar colocados a una distancia de al menos 1 metro del paciente, y pueden situarse en diferentes posiciones en el plano horizontal: 0° azimut (enfrente del paciente), 45° azimut y 90° azimut; aunque la primera es la más habitual en la práctica clínica.

Nos vamos a encontrar con varias diferencias respecto a la audiometría habitual realizada con auriculares (16):

- En la audiometría en campo libre los oídos no están cubiertos como cuando usamos auriculares, por lo tanto, están expuestos al ruido ambiente pudiendo enmascarse sonidos débiles y alterarse la exploración. Este ruido ambiente debe conocerse para un correcto calibrado del audiómetro, y siempre debe ser menor a la intensidad de los estímulos utilizados.
- No se pueden explorar los dos oídos por separado porque el sonido de los altavoces llega a ambos oídos. Esto tiene una gran importancia cuando exploramos un paciente con oído único, ya que los umbrales que obtengamos vendrán del oído bueno.

Para poder distinguir los umbrales de cada oído por separado debemos bloquear el oído contralateral colocando los auriculares de tal forma que estos y su almohadilla solo cubran un oído y/o colocando un tapón para los oídos; o cubriendo un solo oído con el auricular por el que se emite un ruido enmascarante.

AUDIOMETRÍA VERBAL EN CONDICIONES DE RUIDO

Una de las limitaciones y quejas recurrentes de los pacientes con oído único es la dificultad en la percepción verbal en condiciones de ruido, a pesar de tener un oído contralateral sano.

Por ello, muchos autores propugnan que en la evolución audiológica de estos pacientes, y de todo paciente con hipoacusia neurosensorial, se incluya de rutina una prueba que mida la capacidad del paciente de discriminar verbalmente en condiciones de ruido. Estos test nos permiten valorar el grado de limitación en la comunicación que presenta el paciente en situaciones de la vida real, a diferencia de las audiometrías tonales. Además nos permite explicarle los beneficios y limitaciones de la amplificación de forma individualizada (si lo precisa), afinar en el tipo de dispositivo auditivo que más le puede beneficiar y comparar los resultados previos y posteriores a la adaptación / implantación.

La audiometría verbal en condiciones de ruido mide el *ratio señal-ruido* (*speech-to-noise ratio*, relación señal/ruido o SNR en inglés), que puede definirse como la proporción existente entre la intensidad de la señal que se transmite y la intensidad del ruido que la corrompe. Para discriminar

verbalmente en condiciones de ruido ambiental, un paciente con hipoacusia neurosensorial unilateral profunda necesitará un ratio señal-ruido mayor, es decir, mayor intensidad de señal respecto a la intensidad de ruido, que una persona normoyente.

El ratio señal-ruido en dB en el que se repiten correctamente el 50% de las palabras se corresponde con el umbral de inteligibilidad. Mientras una persona normoyente necesita una diferencia entre 0 y +2 dB de ratio señal-ruido para alcanzar el umbral de inteligibilidad, una persona con hipoacusia unilateral profunda precisa una intensidad de ratio señal-ruido mucho mayor.

Existen dos tipos de pruebas para valorar la percepción verbal en presencia de ruido: los test con ratio señal-ruido fijo y los test con ratio señal-ruido adaptable.

Los *test con ratio señal-ruido fijo* miden el porcentaje de respuestas correctas a un ratio señal-ruido preestablecido por el explorador. Habitualmente se realizan 3 exploraciones consecutivas en condiciones auditivas exigentes (- 1 dB SNR), moderadas (+ 3 dB SNR) y relativamente fáciles (+6 dB SNR). Este test se realiza en campo libre, y tanto el estímulo verbal como el ruido se presentan desde el mismo altavoz. Dos de los test más utilizados son los siguientes:

- **Connected Speech Test (CST):** utiliza pasajes de 9-10 frases leídas por distintas voces. La puntuación se basa en el porcentaje de aciertos de 25 palabras clave (17).
- **Speech Perception in Noise Test (SPIN):** utiliza frases de entre 5 y 8 palabras leídas por distintas voces, en las que puntúa únicamente la última palabra. La mitad de las palabras clave son fácilmente predecibles y la otra mitad no. La puntuación consiste en el porcentaje de aciertos para cada grupo de predictibilidad (18).

En los *test con ratio señal-ruido adaptable* la intensidad de la señal verbal o el ruido varían. Las pruebas más utilizadas son el HINT (Hearing in Noise Test) y el Quick-SIN (Quick Speech-in-Noise Test). Ambas pueden utilizarse tanto en campo libre como mediante el uso de auriculares (19).

- **HINT**

- Consiste en grupos de listas de 10 frases en presencia de ruido ambiente a una intensidad fija de

65 dB SPL. La presentación de las frases va variando en 2 dB. El paciente debe repetir sin fallar todas las palabras clave de la frase para que esta sea considerada correcta. Se realiza en 5-10 minutos (20).

■ Quick-SIN

- Al contrario que en el HINT, la intensidad de las frases se mantiene fija a 75-80 dB HL, mientras varía la intensidad de ruido presentado por un CD, que automáticamente va aumentando 5 dB SNR a partir de +25dB SNR. Cada frase consta de 5 palabras clave que se puntúan individualmente. Se resta a 25,5 dB el número de palabras clave acertadas para obtenerse la pérdida de radio señal-ruido. Es un test muy rápido de realizar, ya que se pueden estudiar ambos oídos en 2 minutos (21).

El único test validado al idioma español y, por tanto, el más utilizado en nuestro entorno es el Hearing in Noise Test (HINT) (22).

EVALUACIÓN DE LA INDICACIÓN DE AYUDAS AUDITIVAS

Hasta hace poco las dificultades que presentaba el paciente con hipoacusia profunda unilateral en su vida diaria eran infravaloradas y no se le solía ofrecer ninguna opción terapéutica. La aparición y desarrollo de los sistemas CROS y de los dispositivos de conducción ósea han supuesto un gran adelanto en el tratamiento de los déficits asociados a la audición monoaural, a los que se ha añadido recientemente el implante coclear (23).

El sistema CROS (Contralateral Routing of Sound) consiste en una audioprótesis que recibe el sonido en el oído enfermo y lo transmite vía frecuencia modulada a un molde que ocluye parcialmente el oído contralateral sano, estimulando su cóclea.

La utilización de sistemas de conducción ósea para tratar hipoacusias unilaterales profundas fue descrito en 2000 (24). En la actualidad existen en el mercado implantes de conducción ósea tanto percutáneos como transcutáneos (25, 26). Estos últimos presentan la clara ventaja de mantener la piel del paciente intacta. Todos los sistemas han mostrado buenos

resultados en cuanto a mejoría de la audición en ambientes ruidosos y la satisfacción de los pacientes. En cambio, la mejoría que ofrecen los implantes de conducción ósea en la localización de los sonidos es bastante limitada. En cualquier caso, al requerir un procedimiento quirúrgico es fundamental realizar una valoración previa del posible beneficio posoperatorio.

Con cualquiera de los sistemas descritos se aconseja un periodo de prueba previo a la decisión del paciente. La prueba del sistema CROS consiste en una audioprótesis que transmite la señal al oído contralateral mediante un cable que pasa por detrás del cuello del paciente. La prueba de los sistemas implantables de conducción ósea se basan en la colocación del procesador de sonido en una diadema o banda que transmite el sonido desde la región temporal del oído sordo a través del cráneo hasta la cóclea contralateral. A pesar de que la transmisión del sonido con este sistema de prueba no es perfecta, se trata de una evaluación muy útil con la que el paciente es capaz de experimentar en situaciones reales el posible beneficio del sistema, siendo extremadamente práctico como argumento para decidir la indicación quirúrgica. En el caso del implante coclear como tratamiento de la hipoacusia profunda unilateral, no existe la posibilidad de realizar una evaluación previa a la implantación.

La evaluación audiométrica se realiza en campo libre y en presencia de ruido. Se realiza una primera evaluación sin ayuda auditiva que nos sirve como base para calcular la ganancia auditiva con ayuda.

- Para determinar la localización del sonido se utilizan entre 7 y 9 altavoces con una separación de 30° azimut y se observa si el paciente contesta correctamente el lado de la estimulación. Un altavoz se coloca en frente del paciente y 3 o 4 altavoces a cada lado del paciente (27) (figura 7).
- Para determinar la percepción verbal se realiza un test de ratio señal-ruido (28). Nos permite evaluar el beneficio postoperatorio potencial previo a la cirugía (29). El test más utilizado es el HINT con una señal de ruido fija a 65dB. Se utilizan dos altavoces, desde uno se emite el ruido y desde el otro la señal verbal. Las posiciones pueden variar, siendo las más utilizadas 0 y 90° azimut, 0 y 180° azimut, 90° y 270° (-90°) azimut o ambas señales desde 0° azimut (figura 8).

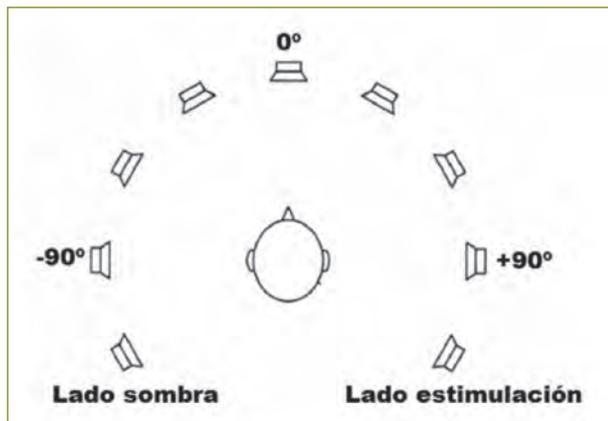


Figura 7

Test de localización de sonido con 9 altavoces.

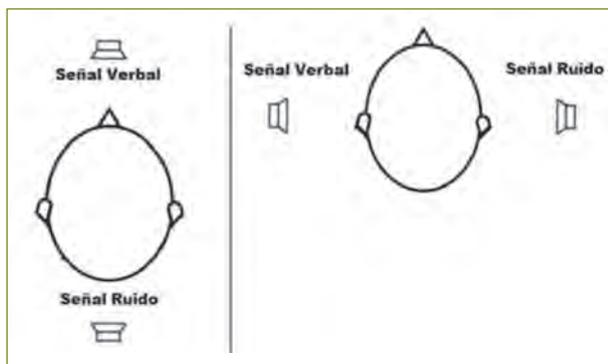


Figura 8

Audiometría verbal en condiciones de ruido. Izquierda: altavoces a 0 y 180° azimut. Derecha: altavoces a 90 y 270° azimut.

■ Disponemos de distintos test para determinar el beneficio de la audición binaural sobre la monoaural en condiciones de ruido, que simulan situaciones reales de la vida diaria:

- *Spatial Release from Masking* (SRM): la discriminación mejora cuando la señal y el enmascarador se originan en distintas localizaciones del espacio auditivo que cuando parten del mismo lugar (8). Puede ocurrir en situaciones de binauralidad como de

monoauralidad. El SRM binaural ocurre cuando la señal y el enmascarador difieren en la diferencia interaural de intensidad y/o la diferencia interaural de tiempo; el SRM monoaural se produce por el efecto sombra. Para su estudio se realiza una audiometría verbal en campo libre en condiciones de ruido en la cual se presenta la señal a 0° azimut y el ruido a 0°, 45° y 90° azimut y se miden los umbrales SNR para cada localización.

- *Binaural Intelligibility Level Difference* (BILD): se utiliza para medir el efecto del procesamiento binaural para medir el efecto del procesamiento binaural para medir la discriminación. Se compara el umbral de inteligibilidad con ayuda y sin ayuda auditiva presentando la señal verbal (una frase) a 0° azimut y la señal enmascaradora a 90° azimut en ambas situaciones. Se produce una mejoría entre 5 y 8 dB.
- *Binaural Masking Level Difference* (BMLD): es una versión del BILD en la que el estímulo es tonal en vez de verbal.

IMPEDANCIOMETRÍA

Las características de la impedanciometría en pacientes con oído único son las mismas que en resto de pacientes con hipoacusia neurosensorial.

- La curva del timpanograma es habitualmente de tipo A de Jerger.
- El reflejo estapedial es un reflejo consensuado, es decir, provoca una contracción del músculo del estribo en ambos oídos. Por ello se puede estudiar tanto en el oído ipsilateral como en el contralateral con el mismo resultado. En el paciente con oído único obtendremos el umbral de reflejo estapedial si hacemos un estudio contralateral a pesar de que la hipoacusia sea profunda, siempre que no exista lesión del VII par craneal (12).

POTENCIALES EVOCADOS

Estudios en animales revelan que la hipoacusia unilateral induce cambios importantes en la estructura y función del sistema auditivo central y, por tanto, se producen patrones de respuestas corticales asimétricas en la corteza auditiva. Sin embargo, estos resultados son menos consistentes en humanos.

Sí que se ha visto que en hipoacusias unilaterales de reciente aparición, como en la hipoacusia súbita idiopática o tras cirugía del neurinoma del acústico, se produce una dominancia ipsilateral cuando se estimula el oído sano y aparición de respuestas corticales anormales en el lado afectado al realizar potenciales evocados. Estas asimetrías desaparecen en el plazo aproximado de 1 año, y tampoco aparecen en hipoacusias unilaterales de origen congénito.

Por tanto, estudios recientes concluyen que a largo plazo el rendimiento psicoacústico en situaciones de monoauralidad de los pacientes con hipoacusia unilateral es el mismo que en pacientes con audición bilateral (30).

RESUMEN

- La hipoacusia unilateral profunda proporciona una audición monoaural que implica dificultad en la localización del sonido y en la percepción verbal en ambientes ruidosos.
- La audición con un oído único, sin embargo, implica únicamente una pérdida de audición global de 3 dB.
- En la acumetría podemos obtener un falso Rinne negativo al explorar el oído cófónico.
- Al realizar las audiometrías tonal y verbal debemos enmascarar el oído sano para evitar obtener una curva fantasma.
- La audiometría verbal en condiciones de ruido permite evaluar la audición del paciente en condiciones más próximas a la vida real. El test más utilizado es el HINT (Hearing in Noise Test).
- Los sistemas CROS, los implantes auditivos por vía ósea y los implantes cocleares son las armas terapéuticas actualmente disponibles para recuperar la audición binaural. Existen diversos test que permiten evaluar el beneficio y la ganancia posquirúrgicos de estos dispositivos previamente a la implantación.

BIBLIOGRAFÍA

1. Bess, F. H.; Dodd-Murphy, J.; Parker, R. A. Children with minimal sensorineural hearing loss: prevalence, educational performance, and functional status. *Ear Hear.* 1998; 19: 339-354.
2. Kuppler, K.; Lewis, M.; Evans, A. K. A review of unilateral hearing loss and academic performance: Is it time to reassess traditional dogmata? *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology* 2013; 77: 617-622.
3. Rothpletz, A. M.; Wightman, F. L.; Kistler, D. J. Informational Masking and Spatial Hearing in Listeners with and without Unilateral Hearing Loss. *J Speech Lang Hear Res.* 2012; 55 (2): 511-531.
4. Gavilán J. *Fonoaudiología para educadores*. Madrid: Universidad Nacional de Educación a Distancia; 1988, pp. 40-45.
5. Middlebrooks, J. C.; Green, D. M. Sound localization by human listeners. *Annu. Rev. Psychol.* 1991; 42: 135-159.
6. Blauert, J. *Spatial Hearing. The Psychophysics of Human Sound Localization*. Cambridge, MA: MIT; 1997.
7. Irving, S.; Moore, D. R. Training sound localization in normal hearing listeners with and without a unilateral ear plug. *Hear Res.* 2011; 280 (1-2): 100-108.
8. Ihlefeld, A.; Shinn-Cunningham, B. Spatial release from energetic and informational masking in a selective speech identification task. *Acoustical Society of America* 2008; 4369-4379.
9. Tyler, R. S.; Dunn, C. C.; Witt, S. A.; Preece, J. P. Update on bilateral cochlear implantation. *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery* 2003; 11 (5): 388-393.
10. Brown, K. D.; Balkany, T. J. Benefits of bilateral cochlear implantation: A review. *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery* 2007; 15, 315-318.
11. Stach, B. A. *Clinical Audiology: an Introduction*. 2nd ed. Clifton Park: Ed. Delmar; 2010, pp. 258-260.
12. Gil-Carcedo, L. M. *Otología*. 3^aed. Madrid: Ed. Panamericana; 2011, p. 106.
13. Gómez-Martínez, J. Pruebas clínicas de audición. En: Rivera-Rodríguez T. *Audiología. Técnicas de exploración. Hipoacusias neurosensoriales*. Barcelona: Ars Médica; 2003, pp.: 4-5.
14. Trinidad-Ramos, G. *Pruebas audiológicas*. Disponible en http://www.usbadajoz.es/uex/texto_pruebas_funcionales_auditivas.pdf
15. Gelfand, S. A. *Essentials of Audiology*. 3rd edition. New York: Thieme Medical; 2009, pp.: 120; 154-155.
16. American Speech-Language-Hearing Association. (1991). *Sound field measurement tutorial* [Relevant Paper]. Disponible en www.asha.org/policy.

17. Cox, R.; Alexander, G.; Gilmore, C. Development of the Connected Speech Test (CST). *Ear Hear* 1987; 8: 119S-126S.
18. Bilger, R. C.; Nuetzel, J. M.; Rabinowicz, W. M.; Rzeczkowski, C. Standardization of a test of speech perception in noise. *J Sp Hear Res* 1984; 27: 32-48.
19. Taylor, B. Speech-in-noise tests: How and why to include them in your basic test battery. *The Hearing Journal* 2003; 56 (1): 40-43.
20. Nilsson, M.; Soli, S. D.; Sullivan, J. A. Development of the Hearing in Noise Test for the measurement of speech reception thresholds in quiet and in noise. *J Acoust Soc Am*. 1994; 95 (2): 1085-1099.
21. Killion, M. C.; Niquette, P. A.; Gudmundsen, G. I.; Revit, L. J.; Banerjee, S. Development of a quick speech-in-noise test for measuring signal-to-noise ratio loss in normal-hearing and hearing-impaired listeners. *J Acoust Soc Am*. 2004; 116 (4 Pt 1): 2395-2405.
22. Huarte, A. The Castilian Spanish hearing in noise test. *International Journal of Audiology*. 2008; 47 (6): 369-370.
23. Arndt, S.; Aschendorff, A.; Laszig, R., *et al.* Comparison of pseudobinaural hearing to real binaural hearing rehabilitation after cochlear implantation in patients with unilateral deafness and tinnitus. *Otology & Neurotology* (2010) 32: 39-47.
24. Vaneecloo, F. M.; Ruzza, I.; Hanson, J. N., *et al.* The monaural pseudo-stereophonic hearing aid (BAHA) in unilateral total deafness: a study of 29 patients. *Rev Laryngol Otol Rhinol (Bord)* 2001; 122 (5): 343-350.
25. Lekue, A.; Lassaletta, L.; Sánchez-Camón, I.; Pérez-Mora, R.; Gavilán, J. Calidad de vida de pacientes implantados con el dispositivo BAHA según su indicación. *Acta Otorrinolaringol Esp*. 2013; 64 (1): 17-21.
26. Lassaletta, L.; Sánchez-Cuadrado, I.; Muñoz, E.; Gavilán, J. Retrosigmoid implantation of an active bone conduction stimulator in a patient with chronic otitis media. *Auris Nasus Larynx*. 2013.
27. Bosman, A. J.; Snik, A. F. M.; van der Pouw, C. T. M.; Mylanus, E. A. M.; Cremers, C. W. R. J. Audiometric evaluation of bilaterally fitted bone-anchored hearing aids. *Audiology* 2001; 40 (3): 158-167.
28. Snapp, H.; Angeli, S.; Telischi, F. F.; Fabry, D. Postoperative Validation of Bone-Anchored Implants in the Single-Sided Deafness Population. *Otology & Neurotology* 2012; 33: 291-296.
29. Snapp, H.; Fabry, D.; Telischi, F. F., *et al.* A Clinical Protocol for Predicting Outcomes with an Implantable Prosthetic Device (Baha) in Patients with Single-Sided Deafness. *J Am Acad Audiol* 2010; 21: 654-662.
30. Hine, J.; Thornton, R.; Davis, A.; Debener, S. Does long-term unilateral deafness change auditory evoked potential asymmetries? *Clinical Neurophysiology* 2008; 119: 576-586.

CAPÍTULO 16

AYUDAS TÉCNICAS

16.1. AUDÍFONOS Y GENERADORES DE RUIDO

FRANCESC CARREÑO*, VALERIA GARCÍA Y JAVIER VALVERDE

INTRODUCCIÓN

En este capítulo queremos explicar a nivel básico qué son los audífonos, los generadores de ruido y/o habituadores, y los sistemas de comunicación. También explicaremos para qué se utilizan y en qué casos, así como temas relacionados como la binauralidad y su efecto positivo en la corrección auditiva, y qué factores son esenciales para la efectividad de los audífonos en los pacientes con hipoacusia, teniendo en cuenta sus características audiológicas, fisiológicas, edad, patologías asociadas y aspectos sociales.

TIPOS DE SOLUCIONES AUDITIVAS

Los sistemas auditivos que existe la posibilidad de adaptar hoy en día son:

- Audífonos.
- Sistemas de comunicación.
- Sistemas implantables.

En este capítulo nos centraremos en los audífonos y los generadores de ruido para el tratamiento del acúfeno, y haremos un apunte de los sistemas de comunicación.

FUNCIONAMIENTO DE LOS AUDÍFONOS

El audífono es un dispositivo electrónico que convierte la señal acústica recibida por un transductor de entrada (micrófono, bobina inductiva y entrada de audio) en señal electrónicamente tratada en procesador, llevando la señal a través de un transductor de salida nuevamente (auricular, vibrador óseo, otros) de forma amplificada al sistema auditivo humano vía CAE, estimulación ósea o un sistema implantable.



Figura 1

* Francesc Carreño. C/ Pere IV, 160. Barcelona. Teléfono de contacto: 93 300 58 00. E-mail: fcarreno@gaes.es

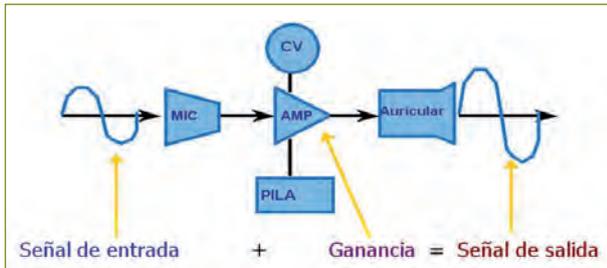


Figura 2

CARACTERÍSTICAS TÉCNICAS DE LOS AUDÍFONOS

En una prótesis auditiva, el sistema de amplificación es la ganancia que este audífono puede proporcionar, al nivel de entrada que es captado por el micrófono, se le sumará dicha ganancia, dando como resultado el nivel de presión sonora total de salida que reproducirá el auricular.

Para que el audífono funcione, se necesita una fuente de alimentación o batería, ya que esta tiene que alimentar al circuito electrónico y sus componentes.

Hay dos tipos de batería:

- No recargables o desechables.
- Recargables (acumuladores).

Los audífonos tienen controladores de volumen mecánicos o automáticos que permiten controlar la ganancia resultante del audífono, pero internamente también tienen limitadores de la salida, filtros de tonos, y hoy en día los audífonos digitales incorporan filtros avanzados en compresión del sonido, ajustes frecuenciales, y otros que ayudan a que la respuesta en frecuencia, sonoridad y audibilidad del audífono se ajusten a las necesidades auditivas del paciente.

Casi todos los audífonos incorporan elementos que los hacen más flexibles para poder ajustarse mejor a la pérdida auditiva de cada individuo.

La primera gran división, en cuanto al tratamiento que dan a la señal, es:

- **Circuitos lineales:** en este circuito la ganancia es constante para todos los niveles de entrada, hasta llegar a los valores de máxima presión de salida del audífono. A una señal de entrada mayor corresponde una salida amplificada mayor (según la ganancia del amplificador y hasta un límite).

Puede ser recomendable, después de un estudio audiométrico, en usuarios con pérdidas transmisivas, mixtas y perceptivas, que no presenten problemas de intolerancia a los ruidos fuertes y con discriminación del 100%, usuarios que ya han utilizado este tipo de audífonos.

- **Circuitos no lineales:** en un amplificador no lineal la salida amplificada no aumenta en la misma proporción que la señal de entrada. Varía la ganancia en función de unos parámetros prefijados. Esto se consigue a través de circuitos de "control", que se explican a continuación.

- **Controles AGC (Automatic Gain Control - control automático de la ganancia):** los circuitos AGC se encargan de proporcionar comodidad de uso, ya que limitan la amplificación y acomodan la variación de la ganancia de un modo natural. Pueden ser recomendables, después de un estudio audiométrico, para hipoacusias perceptivas o mixtas con componente perceptivo que presenten mala tolerancia a los sonidos fuertes con campos dinámicos estrechos (ej.: reclutamiento). Los circuitos AGC permiten variar la ganancia en función de la señal de entrada o de salida. Dependiendo de esto existen dos tipos:

- AGC-I (entrada): es un circuito de compresión de entrada, que modifica automáticamente la ganancia cuando el valor de entrada supera un valor prefijado (TK, punto de activación), entonces la señal se comprime antes de ser amplificada (disminuye la ganancia) en función de otro parámetro que es la relación de compresión (RC, relación de compresión). El control de ganancia depende de la señal de entrada.

Cuando el nivel de entrada supera un cierto valor prefijado (TK), el circuito empieza a comprimir (RC) y se produce una disminución de la ganancia proporcionada por el amplificador.

- AGC-O (salida): es un circuito de compresión a la salida. Cuando esta supera un cierto valor prefijado (TK) el circuito empieza a comprimir (RC) y se produce una disminución de la ganancia proporcionada por el amplificador.

TK: punto de activación del AGC, son valores más altos que los del AGC-I.

RC: relación de compresión, cantidad que comprime el audífono.

Los sistemas de compresión AGC tienen constantes de tiempo que marcan la rapidez de actuación:

- Tiempo de ataque: periodo que tarda el amplificador en variar la ganancia cuando se produce un cambio en la señal de entrada.
- Tiempo de relajación: periodo que tarda el amplificador en volver a su posición, cuando desaparece esa señal.

– Existen dos grandes tipos de compresión:

- WDRC (Wide Dynamic Range Compression): compresión de rango dinámico amplio.
- CL: compresión limitante.

Hoy en día los amplificadores de varios canales separan la señal captada en bandas frecuenciales dando un mejor ajuste frecuencial de la pérdida auditiva del paciente. Estos son los llamados los circuitos multicanales.

El tratamiento de la señal hoy en día en la mayoría de audífonos es digital, haciendo que su ajuste y calidad de sonido sea el más preciso y cercano a la audición natural para el paciente.

EVOLUCIÓN TECNOLÓGICA DE LOS AUDÍFONOS

Los audífonos han revolucionado el campo de la audición y siguen sorprendiendo con sus mejoras tecnológicas en prestaciones y aspecto. No solamente han mejorado en los componentes electrónicos, sino también en el campo de su ajuste y programación. Desde los antiguos audífonos que se regulaban para su ajuste acústico mediante *trimmers* (haciendo que tuviéramos limitaciones en su ajuste al perfil audiométrico del paciente), hemos evolucionado pudiendo actualmente conectarlos a *software* de programación mediante un *interface* (Hi-pro, Noahlink, otros), que nos permite realizar múltiples ajustes en la adaptación y añadir mejoras de funcionamiento del audífono, haciendo que sea aún más una solución auditiva eficaz para todos los perfiles auditivos.



Figura 3

La evolución de los audífonos se ha visto favorecida en prestaciones, gracias a la mejora de los componentes electrónicos (chips, componentes, transductores, tecnologías de comunicación, etc.). Todo ello permite mejorar la audición en ambientes complejos y entender mejor en situaciones comprometidas acústicamente. Cada fabricante tiene las combinaciones de estos parámetros según sus modelos y sus características, pero algunos de estos sistemas de gestión de la señal acústica que aportan los audífonos digitales de última generación son:

- **Reductores de ruido**, son más eficaces y actúan automáticamente reduciendo el ruido molesto sin comprometer la escucha de los sonidos cotidianos.
- **Enfanzadores de la palabra**, gracias a tener circuitos multicanales (una canal nos permite variar todos los ajustes de volumen tanto de volumen y compresión, y en cambio una banda solamente nos permite variar el volumen), podemos enfatizar las frecuencias del hablar y reducir las frecuencias donde se localiza el ruido, esto automáticamente lo detecta y corrige el mismo audífono.
- **Selector automático de situación**, permitiendo que la interacción de los micrófonos omni y direccionales combinados con los reductores del ruido y enfanzadores de la palabra den una mejor audibilidad en cada ambiente donde el paciente debe moverse si comprometer en entender y oír mejor.
- **Data Learning, Data Logging (registro de datos)**, que permiten recoger información continua del hábito de

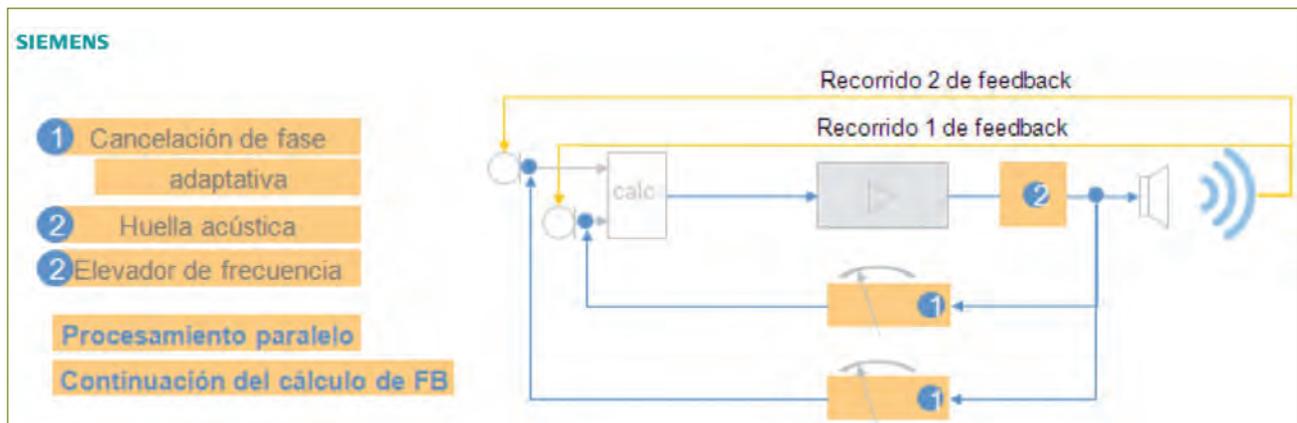


Figura 4

escucha del paciente en diferentes ambientes, y “aprende” el audífono en qué situaciones necesita cambios de volumen o de compresiones de la señal, y los aplica automáticamente almacenando estos datos para que después el audióprotesista pueda mejorar la audición de este paciente con los ajustes propuestos y confirmando los cambios realizados por el mismo audífono.

- **Canceladores de realimentación** (llamado también Larsen, efecto producido por el retorno de la señal de salida al micrófono del audífono, volviendo a entrar en el sistema). Los casos de las adaptaciones con fuerte caída en frecuencias agudas, adaptaciones abiertas o con grandes ventilaciones, los controles de retroalimentación de última generación nos permiten dar mejor respuesta y calidad auditiva en las frecuencias agudas (sin que se produzcan los molestos pitidos), que son claves en este tipo de pérdidas auditivas.
- **Sincronización e2e Wireless**, permite a los audífonos en adaptaciones binaurales tener comunicación continua en referencia a cambios en la direccionalidad de los micrófonos o cambios de ajuste de volumen o programas, también se obtiene una mejora en la localización espacial del sonido y al mismo tiempo nos permite conectar nuestros audífonos con un *interface* externo para comunicarnos directamente con equipos externos como la TV, teléfono u otros dispositivos conectados a este *interface*. Hoy en día existen ya audífonos que se conectan directamente por Bluetooth con estos dispositivos externos sin necesidad del *interface*.

- **Sonidos terapia habituación acúfenos**, incorporan sonidos de banda ancha para el tratamiento de los acúfenos con habituación, que pueden ser programados frecuentemente y combinados con el tratamiento de la hipoacusia al mismo tiempo.
- **Compresión frecuencial**, es un algoritmo o característica que está recomendado para los usuarios que tengan pérdidas severas o profundas, especialmente en frecuencias agudas. Su función es hacer audibles los sonidos que no lo son para el usuario en estas frecuencias, y para lograr esta característica realiza una compresión frecuencial, de manera que los sonidos “no audibles” para el usuario son desplazados dentro del campo dinámico del usuario.
- **Ampliación rango frecuencial**, este complemento permite que el audífono amplíe su rango frecuencial en frecuencias agudas, analiza las señales de entrada y añade frecuencias altas artificiales a la salida de hasta 12 kHz. El efecto que se percibe es una más brillante calidad de sonido, que no podría alcanzar por su limitación en el rango frecuencial en el que trabaja el audífono. Muy efectivo cuando se está escuchando música.
- **Reducción de ruidos impulsivos**, esta opción permite reducir un ruido fuerte rápidamente que se concentra en un rango frecuencial concreto, sin disminuir todos los demás rangos frecuenciales, y así conseguir no perder la audibilidad necesaria de escucha para el paciente.
- **Reductor del ruido de viento**, permite reducir automáticamente el ruido que produce el impacto del viento en el

micrófono, evitando así la molestia de ese ruido y no comprometiéndolo el nivel de escucha requerido en ambientes abiertos, por ejemplo.

- **Gestión direccionalidad micrófonos**, permite que los micrófonos omni y direccionales se combinen automáticamente buscando la polaridad adecuada según donde se encuentre la fuente de sonido en relación a la señal/ruido, buscando como preferencia el énfasis de la escucha de la palabra.

La tecnología digital ha conseguido que lo que era imposible hace unos años en mejoras auditivas del sistema y miniaturización, sea hoy una realidad. Por eso hoy en día ya es la tecnología que impera en los audífonos de última generación, desplazando así a los audífonos de tecnología analógica.

La gran variedad de sistemas auditivos y su avance ha propiciado que los pacientes tengan mejor aceptación y estén más dispuestos a solucionar su necesidad auditiva a pesar de estigmas como la estética.

También esta mejora en la tecnología ha hecho que los audífonos no sean solamente una ayuda para oír sino también para comunicarnos con la ayuda de elementos externos como el teléfono, escuchar música o la televisión con nuestros audífonos, y cualquier tecnología que nos permita trabajar con compatibilidad Bluetooth.

Podemos decir que los audífonos son hoy en día una solución eficaz para la corrección de la pérdida auditiva, y para cubrir las expectativas de los pacientes con cualquier necesidad social de su actividad diaria.

TIPOS DE AUDÍFONOS

Los audífonos actualmente pueden ser de varias tipologías. La diferencia entre estas tipologías vendrá marcada por su tamaño y ubicación en la zona del pabellón o en la apófisis mastoidea en el caso de los sistemas de vía ósea.

Los tipos de soluciones auditivas serían:

- **Audífonos retroauriculares o BTE**: su diseño ergonómico permite ser adaptados detrás del pabellón auditivo, y canalizan el sonido del auricular del audífono al CAE,

mediante un tubo con un molde ajustado a medida (recomendado para personas con pérdida auditiva leve a profunda).

- **Audífonos RIC o RITE (auricular en el canal o auricular en el oído)**: su diseño ergonómico permite que sean adaptados detrás del pabellón auditivo, y canalizan el sonido al CAE mediante un auricular que se aloja dentro del CAE (recomendado para personas con pérdida auditiva leve a severa y con caída en agudos por la ventaja de evitar el efecto Larsen al estar el auricular más alejado del micrófono).
- **Audífonos Open Fit o adaptación abierta**: su diseño ergonómico permite ser que sean adaptados detrás del pabellón auditivo, y canalizan el sonido del auricular del audífono al CAE, mediante un tubo fino permitiendo que el CAE no quede ocluido (recomendado para personas con pérdida auditiva leve en frecuencias graves).
- **Audífonos intracanal y CIC (inserción profunda)**: su diseño ergonómico permite que sean adaptados dentro del CAE, y canalizan el sonido directamente al tímpano dentro del CAE (recomendado para personas con pérdida auditiva leve a severa).
- **Varillas auditivas**: existen dos tipos de adaptación de este sistema: VA y VO. En el caso de las varillas auditivas por VA nos permiten adaptar dentro del CAE, y canalizan el sonido directamente al tímpano dentro del CAE similar a los otros sistemas, con la ventaja de que se integra en las varillas de la gafa el sistema del audífono (recomendado para personas con pérdida auditiva leve a moderada-severa). En el caso de la adaptación por VO, el transductor de salida es un vibrador que se posiciona en la base de la apófisis mastoidea, y nos permite estimular la vía auditiva por la VO sin tener que utilizar el CAE (recomendado para personas con pérdida auditiva leve a moderada por VO, y que tienen patologías a nivel de CAE que les impiden llevar un audífono vía CAE).
- **Diademas VO**: este sistema es utilizado sobre todo en niños con malformaciones congénitas, que impiden estimular la audición por VA y es necesario una estimulación por VO. Pueden llevar en la misma diadema incorporado un amplificador y el vibrador que estimula la audición por transmisión craneal (recomendado para pérdidas auditivas de leve a severa por VO, que tienen patologías a nivel de CAE y pabellón, que le impiden llevar audífonos vía CAE).
- **Audífonos convencionales o corporales**: estos audífonos son de los primeros que fueron utilizados, ya que



Figura 5

permitían por su tamaño alojar el mecanismo y baterías necesarios para el funcionamiento de los primeros audífonos. También posteriormente a la salida de los audífonos retroauriculares, se posicionaron como los audífonos para aquellas personas que necesitaban alta potencia por el tipo de pérdida, ya que proporcionaban esta potencia necesaria y al estar el micrófono más separado del auricular (este sistema lleva un cordón de audio que desplaza el auricular del sistema unos centímetros) se producía en menor medida el efecto Larsen. Hoy en día por su diseño y porque la tecnología de los audífonos retroauriculares ha evolucionado, su uso es casi nulo. Pero sigue habiendo adaptaciones anteriores o con diademas por VO que se utiliza este sistema (recomendado para pérdidas auditivas profundas para los casos de VA que no pueden llevar audífonos retroauriculares, y de moderada a svera para los casos de VO, que tienen patologías a nivel de CAE y pabellón, que le impiden llevar audífonos vía CAE).

| Comparativa Recomendación Audífonos según peculiaridades pacientes | Audifono BTE Tradicional | Sistema Intracanales | Sistema Open Fit | Sistema RIC |
|--|---|--|--|--|
| Rango Perdidas Auditivas | Leves a Profundas | Leves a Moderadas | Leves a Severas | Leves a Severas |
| Presbiacusia | Frecuencias Graves Severa, Agudos caída severa a Profunda | Frecuencias Graves Moderada, Agudos caída Moderada | Leve en frecuencias Graves, caída Moderada en agudos | Frecuencias Graves Leve a Moderada, Agudos caída Moderada a severa |
| Niños | Si | No | No | No |
| Jóvenes y Adultos | Si | Si | Si | Si |
| Ancianos, sin problemas asociados | Si | Posible | Posible | Posible |
| Ancianos, con problemas asociados | Si | No | No | No |

Figura 6

ADAPTACIÓN AUDIOPROTÉSICA DE AUDÍFONOS

A la hora de la recomendación de adaptación de audífonos, es importante tener en cuenta que la prescripción de audífonos tiene que ser concreta a su problemática y necesidad. La regla a seguir en audioprótesis en este sentido sería:

- Que cubra y sea adecuado a la necesidad auditiva.
- Que sea práctico y adecuado a su perfil del paciente.
- Y si se cumplen las dos anteriores, que sea estético.

INDICACIONES PARA UNA BUENA ADAPTACIÓN DE AUDÍFONOS

Normalmente dependiendo del paciente, su problemática y edad, los factores clave a tener en cuenta son:

- Reconstruir una audición biaural tan simétrica como sea posible para el conjunto del campo frecuencial.
- Respetar la independencia funcional de cada oído.
- Las dos prótesis deben estar en concordancia de fase.

“Cuanto peor es un oído en grado y tipo de pérdida auditiva, más difícil es su recuperación cognitiva”, y si a esto le añadimos: que cuanto peor sea la inteligibilidad, la adaptación protésica aumentará sus posibilidades de éxito cuanto mejor

sea la adaptación y su tratamiento asociado (reeducación auditiva, otros).

En conclusión: todos los factores influyen en la eficacia final de la mejora auditiva.

VALORACIÓN DE LA SOLUCIÓN AUDITIVA

La valoración de una adaptación de audífonos es recomendable que vaya ligada al diagnóstico por parte del especialista ORL, que recomendará y prescribirá la adaptación audioprotésica.

El audioprotesista audiólogo protésico es el profesional que realiza el estudio y valoración audioprotésica, y la adaptación de los audífonos adecuados para el paciente. El audioprotesista para determinar la viabilidad de la adaptación audioprotésica tiene en cuenta:

- Diagnóstico, informe y recomendaciones del especialista ORL.
- Estudio y valoración audioprotésica.
 - Anamnesis (historial del paciente).
 - Valoración de las pruebas realizadas (impedanciometría, logaudiometría, pruebas tonales, otras).
 - Morfología del CAE.
 - Tipo de adaptación protésica (biaural, CROS, otros).
 - Selección de las prótesis auditivas.
- Todas estas pruebas nos deben dar la información necesaria técnica y social para poder realizar una adaptación audioprotésica de calidad adecuada a las necesidades y expectativas reales del paciente.

Posteriormente el proceso se completará con:

- La adaptación de la solución auditiva.
- La valoración del rendimiento auditivo.
- El seguimiento del paciente y de su evolución auditiva.

ADAPTACIÓN MONO O BIAURAL CON AUDÍFONOS, CRITERIOS BÁSICOS

Es un punto importante a determinar en el momento de la valoración de la solución auditiva. Podemos decir que la

adaptación biaural es la mejor adaptación posible para cualquier paciente, ya que equipamos las dos vías auditivas, dando así una audición unitaria correcta y en la línea de la armonía de nuestro organismo, buscando el mejor equilibrio auditivo para el paciente con deficiencia auditiva.

Por supuesto, este tipo de adaptación no siempre es posible no por lo evidente de su resultado final, sino por factores lógicos que impiden su correcta aplicación. Estos serían:

- **La adaptación monoaural** es la adaptación que realizaremos estimulando una sola vía auditiva, cuando:

- Uno de los oídos es cófítico o presenta audición normal.
- Uno de ellos presenta una patología crónica que impida la adaptación protésica.

Si se tiene la posibilidad de adaptar solo a un audífono se debe de indicar de acuerdo a los siguientes criterios:

- Hipoacusias asimétricas menos 30 dB y mayor 50 dB = oído peor.
- Hipoacusias asimétricas, mayor a 50 dB = oído mejor.
- Hipoacusias simétricas = oído con mayor discriminación.
- Hipoacusias simétricas con igual discriminación = oído de lateralidad del paciente.

- **La adaptación biaural** es la adaptación que realizaremos estimulando ambas vías auditivas a la vez, cuando:

- Los dos oídos presentan pérdida auditiva.
- Las dos vías auditivas están correctas fisiológicamente para ser adaptadas.

La amplificación biaural cuenta con el apoyo teórico, médico y de los usuarios.

El progreso tecnológico de los audífonos también ha contribuido a hacer realidad algunas de las ventajas teóricas de la amplificación biaural. Tales beneficios incluyen:

- Una mejor audición, tanto en ambientes silenciosos como con ruido de fondo.
- Mejor calidad del sonido.

- Mejor localización de sonidos y mayor comodidad de audición en situaciones diferentes.

La adaptación biaural es la mejor solución para pacientes que pueden ser adaptados en ambos oído tanto anatómicamente como fisiológicamente, y aunque la pérdida auditiva sea de un grado profundo el hecho de estimular esa vía auditiva impide que se anule completamente la misma manteniéndose activa.

Limitaciones para una adaptación biaural:

- Cofosis o muy mala inteligibilidad en uno de los dos oídos.
- Existencia de trastornos centrales en la integración del habla.
- Diferencia de umbrales tonales en frecuencias conversacionales entre ambos oídos, superiores a 35 dB (si la evaluación audiológica lo indica).
- Diferencias de inteligibilidad entre los dos oídos de más del 20% (si la evaluación audiológica lo indica).
- Diploacusia: diferencias de tonalidad para la misma frecuencia en cada oído.

ADAPTACIÓN CON SISTEMAS CROS Y BICROS

Otras soluciones para suplir las limitaciones de una adaptación biaural son los sistemas CROS. Los sistemas CROS en audífonos (Contralateral Routing Of Signal) nos permiten en los casos que el paciente presenta una patología que impide adaptar uno de los oídos, poder llevar el sonido del oído que no es posible adaptar al oído que podemos adaptar con audífono, pudiendo así simular una audición estereofónica aunque sea percibida en un oído solamente las dos señales de ambos lados.

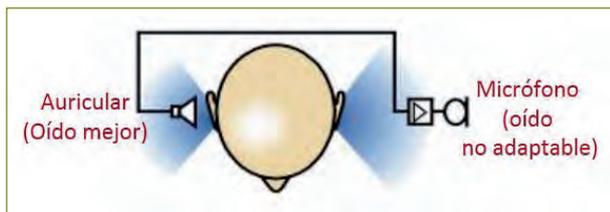


Figura 7

Los sistemas CROS están destinados a personas que tengan un oído no adaptable auditivamente, y en cambio el oído opuesto esté en audición normal o con una pérdida que no supere el rango descrito (recomendable máximo tipo leve).

Los sistemas biCROS están destinados a personas que tengan un oído no adaptable auditivamente, y en cambio el oído opuesto esté en una pérdida auditiva que no supere el rango descrito (recomendable máximo tipo moderada).

Emisión: por cable o Wireless.

Vía Transmisión: V.A. / V.O.

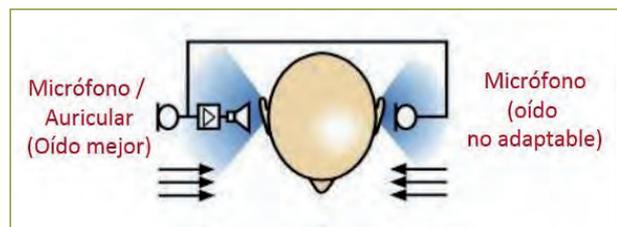


Figura 8

REQUERIMIENTOS TÉCNICOS PARA LA SELECCIÓN DE LOS AUDÍFONOS

En el momento de decidir qué tipos de prótesis auditivas vamos a adaptar tendremos en cuenta la *ganancia* requerida según los parámetros audiológicos de las pruebas tonales realizadas (en relación al campo dinámico y el GAP entre la vía aérea y la vía ósea).

También de la misma manera tendremos en cuenta la *salida máxima* requerida para las prótesis auditivas, teniendo en cuenta los umbrales tonales de *discomfort*, así como los valores de la logaudiometría y otras posibles pruebas aportadas (SISI, WEBER, otros).

Los programas de los fabricantes de audífonos hoy en día nos facilitan esta selección, dándonos la selección adecuada al perfil audiológico del paciente a partir de los datos audiométricos que introducimos en el mismo programa.

Todo esto nos sirve para tener en cuenta en la adaptación, el campo dinámico auditivo del paciente, su inteligibilidad y su posible rendimiento de mejora, y valorar el rango de adaptación idóneo para el perfil del hipoacúsico.

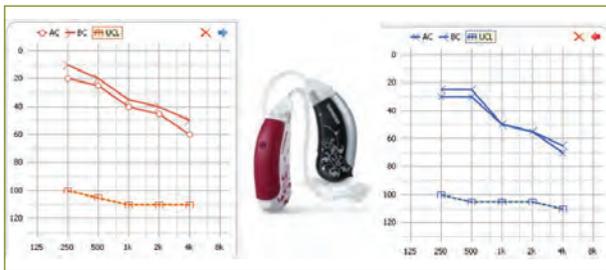


Figura 9

SELECCIÓN DEL TIPO DE AUDÍFONOS

El tipo de prótesis para la adaptación deberá estar seleccionada en relación a estos parámetros, así como las necesidades, expectativas del paciente y su caso, descubiertas durante el proceso de la anamnesis (posibles patologías crónicas del CAE, problemas de movilidad manual, problemas visuales, patologías asociadas, otros), teniendo en cuenta:

- Características auditivas requeridas.
- Posibilidades anatómicas del CAE y pabellón.
- Manejabilidad de las prótesis (por edad, patologías asociadas).
- Aplicación según expectativas y vida social activa del paciente (para evitar posibles rechazos que impidan la solución de la dificultad auditiva del paciente).
- Posibles sistemas de comunicación asociados necesarios para la mejora auditiva de su caso.

Hoy en día con la tecnología digital, el tratamiento de la señal nos asegura la mejor adaptación posible.

En este aspecto, dependiendo del perfil audiométrico, la elección de los sistemas de compresión, micrófonos y selectores de ambientes adecuados, así como otros componentes que nos permita la tecnología del audífono seleccionado, que traten la señal de la mejor manera posible en ambientes de ruido ambiental, dando mayor énfasis a la palabra sobre el ruido y mejorando la inteligibilidad; todo esto nos ayudará a cumplir

con la meta principal de una adaptación de prótesis auditivas: conseguir oír y entender de la forma más natural posible.

MOLDE O CÁPSULA A MEDIDA

Este es un apartado tan importante como el mismo audífono. Sin una pieza a medida o estándar bien adaptada y acorde a las características morfológicas del CAE del paciente, el mejor audífono puede perder su cualidad y fiabilidad dando como resultado una deficiente adaptación audioprotésica.

La elección del tipo de molde o cápsula en las adaptaciones por VA tiene una parte esencial en la adaptación protésica, ya que son los canales por los que se conduce el sonido de las prótesis al CAE, de ahí la importancia que tiene su correcta confección y calibración. El material puede ser duro o blando, dependiendo de las necesidades audiológicas escogeremos uno u otro (en niños la aplicación de un molde blando es más recomendable ante posibles golpes).

En el caso de adaptaciones con sistemas Open Fit o RIC se valorará la adaptación de adaptadores estándar (*tip o dome*) o con molde a medida, según las necesidades de la morfología del CAE y el perfil audiométrico del paciente.



Figura 10

Finalmente, en toda adaptación protésica por vía CAE deberemos de tratar de *ventilar* el conducto auditivo de la mejor manera posible teniendo en cuenta:

- Requerimientos auditivos (frecuencias graves, frecuencias agudas) dependiendo del diámetro de la ventilación.
- Necesidades físicas del CAE (alergias, otros).

AJUSTES PREVIOS A LA ENTREGA EN EL CENTRO AUDITIVO

Cuando recibimos en el gabinete la prótesis fabricada, se realiza una comprobación del funcionamiento y que corresponda al pedido realizado. Antes de realizar la entrega de la adaptación al paciente, previamente seguiremos unos pasos preparatorios para asegurarnos su correcta implementación. Con los datos audiométricos y el historial del paciente seguiremos los siguientes pasos para ajustar los audífonos dependiendo de si los audífonos se ajustan:

- Audífonos digitales de ajuste por Trimmers:
 - Introducción datos audiométricos en el Analizador 2cc de audífonos para medir la respuesta acústica en el ajuste.
 - Elección del método prescriptivo más adecuado en el analizador (a partir del método utilizado en la selección previa del audífono), para realizar los ajustes.
 - Ajuste de los Trimmers a la ganancia, salida, tonos, otros que nos permita el audífono.
- Audífonos digitales de programación:
 - Introducción de los datos audiométricos en el *software* del fabricante o importados desde la base de datos (Noah, similar).
 - Elección del método prescriptivo más adecuado y características asociadas (experiencia cliente, otros).
 - Ajuste de los parámetros acústicos requeridos, según el *software* de fabricación (ventilación, tipo de molde, codo, otros).

PROCESO EN LA ADAPTACIÓN AUDIOPROTÉSICA

En el momento de realizar la entrega de la adaptación de los audífonos en el centro auditivo con el paciente se seguirán unos pasos básicos:

- Explicación de qué vamos a realizar antes de hacer la adaptación:
 - Enseñarle sus audífonos.
 - Explicarle el proceso que vamos a seguir.
 - Asegurarse que ha entendido todo lo explicado y detenerse si es necesario o volver a repetirlo.
 - Interactuar con el acompañante (si estuviera presente), para que pueda ayudar al paciente en su adaptación a los audífonos.
- Preguntar al paciente si desde la última vez que nos visitó ha tenido algún problema en sus oídos (esto es importante porque si fuera afirmativo, debería ser derivado al especialista nuevamente para su revisión antes de la adaptación).
- Visualización del CAE mediante otoscopia o videoscopia para confirmar el estado correcto del CAE a la hora de realizar la adaptación de los audífonos.
- Prueba de los moldes o adaptadores para comprobar previamente su acomodación correcta al CAE.
- Posteriormente acoplamiento de los audífonos con los adaptadores.
- Activación de los audífonos acoplados a sus oídos con la programación ya ajustada previamente según las características de CAE (prueba oído real), sus características audiométricas (pruebas realizadas liminares y supraliminales), y teniendo en cuenta los condicionantes personales del caso (problemáticas asociadas, otros).
- Valoración y confirmación de la escucha del paciente con los audífonos recién adaptados mediante:
 - Prueba en oído real con audífonos.
 - Campo libre de valoración funcional.
 - Preguntas subjetivas de valoración auditiva, en relación a:
 - Volumen (¿cómo oye el volumen en general?).
 - Sonoridad (¿cómo percibe el sonido en general?).
 - Sensación auditiva (¿cómo percibe su propia voz, y qué sensación le produce?).

- En este punto se realizarán los ajustes finos de la adaptación que sean necesarios para adecuarlos a los resultados de la valoración realizada de la adaptación.
- Finalmente se le darán unas pautas muy básicas de mantenimiento de los audífonos hasta la primera revisión dentro de un plazo no mayor de un mes.
- Estas indicaciones serían explicativas y prácticas:
 - Cómo poner y sacar sus audífonos.
 - Cómo encenderlos y apagarlos.
 - Recomendaciones básicas de higiene.
 - Cambio de batería.
 - Pautas para ir adaptándose a los audífonos progresivamente (si es primer usuario de audífonos):
 - * La primera semana ponerlos solamente unas hora al día y en ambientes tranquilos, para ir acostumbrándose mejor a la sonoridad y a su uso.
 - * A medida que vaya tolerando mejor su uso, irá incrementando su utilización en horas y otros ambientes.

Es importante tener en cuenta que cuando tratamos con personas con avanzada edad, muchas explicaciones no son recomendables, y que además pueden juntarse problemas de destreza manual y visual, por eso cuanto más concretos y prácticos en esta primera explicación, mejor será el resultado en este primer mes.

Muchos audífonos acaban en un cajón a veces porque el paciente piensa que no podrá manejar sus soluciones auditivas. También si viene acompañado es importante contar con la colaboración del acompañante y más aún si conviven juntos.

Importancia de la primera revisión: en la revisión del primer mes se valorará nuevamente el resultado de la adaptación con pruebas funcionales como las descritas anteriormente, y se realizarán los reajustes adecuados en la adaptación que sean necesarios. También en este momento le ampliaremos la información sobre el mantenimiento e higiene de sus audífonos (productos de asepsia, otros). Es clave este momento para asegurarnos de que el paciente está siguiendo el proceso adecuado para su adaptación y

corregir a tiempo cualquier incidencia que con esta ocurra, para no perder su confianza en los audífonos y su mejora auditiva.

VALIDACIÓN Y SEGUIMIENTO DE LA ADAPTACIÓN

Como señalábamos anteriormente, en una adaptación auditiva el seguimiento posadaptación es básico para asegurarnos su éxito.

En las adaptaciones especiales (edad, problemas asociados), el seguimiento es aún más importante y además tiene que tener especificaciones especiales por la tipología del paciente.

Las revisiones periódicas de control y seguimiento auditivo deben ser accesibles para el paciente.

Un plan de seguimiento personalizado contempla un tipo de seguimiento en el que tenemos en cuenta:

- El cumplimiento de las expectativas del cliente (COSI).
 - Evolución auditiva según cuestionarios subjetivos (APHAB).
 - El rendimiento de su adaptación auditiva.
 - Control de las prótesis auditivas.
 - Control otoscópico del CAE.
 - Recordatorio de uso y mantenimiento de su adaptación.
 - Valoración funcional en campo libre (siguiendo las mismas pautas que en la exploración audiométrica con este tipo de paciente).
 - Seguimiento continuo personalizado.
- En este tipo de adaptaciones, aparte de valorar los aspectos comentados, realizamos:
- Seguimiento del paciente en su nivel de necesidad.
 - Aumento de frecuencia en el seguimiento.
 - Mayor atención en su evolución y posibles correcciones a realizar.

En definitiva, el audioprotesista está enfocado al paciente y no al revés.

GENERADORES DE RUIDO: TRATAMIENTO DEL ACÚFENO O 'TINNITUS'

El acúfeno o *tinnitus* es un ruido o zumbido interno que solamente es audible para la persona que lo padece ya que no lo produce ningún generador externo.

Más del 8% de la población padece algún tipo de acúfeno, y el 50% de estas personas tienen algún grado de pérdida auditiva al mismo tiempo. El grado de molestia puede ser alto, y en algunos casos no es posible solucionarlo con intervención médica dependiendo de su diagnóstico clínico.

En estos casos es necesaria una terapia de habituación con la ayuda de prótesis auditivas con generadores de ruido. Para el éxito de la terapia es importante que se utilicen audífonos de tecnología digital para el control de acúfenos, diseñados específicamente para tratar estos problemas de manera eficaz.

Hay que tener en cuenta que aparte del acúfeno algunos de estos pacientes presentan problemas con la hiperacusia, y esta patología debe ser tratada conjuntamente con el problema del acúfeno.

ENMASCARADORES Y/O HABITUADORES

Hoy en día existen varios tipos de sistemas de generadores de ruido, de diferentes tipologías como: retroauriculares, RIC, Open Fit e intracanales, combinando las últimas novedades en tecnología digital.

Dentro de estas posibilidades, estos dispositivos y audífonos pueden funcionar como:

- **Enmascaradores:** pueden ser audífonos o amplificadores, y lo que realizan es un efecto como su propio nombre indica de “enmascarar” por encima de su intensidad el ruido interno del acúfeno, ya que el ruido enmascarador está notablemente más fuerte que el acúfeno. Son utilizados más como tratamiento de “choque” en casos de molestia alta, pero no son efectivos para el tratamiento del acúfeno a lo largo del tiempo. Generan un ruido de banda ancha o estrecha, y están diseñados en sí para enmascarar la presencia del *tinnitus*.

- **Habituadores:** es la metodología más utilizada y recomendada con los generadores de ruido, y estos audífonos o dispositivos tienen la finalidad de conseguir un efecto de “habituación” al ruido del acúfeno, produciendo un ruido según la tipología detectada en la acufenometría o bien comenzando con un ruido que resulte más agradable o relajante para el paciente (tipo banda ancha), buscando que el paciente se centre en el ruido habitador en vez de seguir escuchando el acúfeno que le crea molestia. Generan un ruido de banda ancha o estrecha a un nivel bajo, y su adaptación es bilateral.

Hoy en día los generadores de ruido usados para habituación, por su efecto positivo, son los que dan mejor resultado en el tratamiento del acúfeno.

GENERADORES DE RUIDO-HABITUADORES

Su función principal es:

- Evitar el contraste entre el acúfeno-silencio.
- Crear un ambiente sonoro permanente.
- Corregir todos los déficits auditivos, por mínimos que sean.
- Evitar los esfuerzos por escuchar al mismo tiempo que aliviamos el acúfeno.

Estos generadores de ruido ayudan a reducir el estrés que producen los pitidos o zumbidos continuos de oído y mejoran en gran manera la calidad de vida de las personas afectadas.

El procedimiento de adaptación de audífonos descrito anteriormente es aplicable a este tipo de adaptaciones cuando el paciente presente pérdida auditiva.

El acúfeno no va siempre asociado a la pérdida de audición, y por eso estos generadores de ruido nos deben permitir ser adaptados para solamente la habituación al ruido o combinarlo con la corrección de la pérdida auditiva.

Los audífonos “combi” nos permiten además de corregir la hipoacusia, emitir un sonido o ruido para controlar los acúfenos. El sonido o ruido se vincula a un ruido de banda ancha de cuyo ajuste se encarga el profesional de la audición en cada caso particular.

Una cuestión importante en este tipo de adaptaciones es que las adaptaciones de audífono en el caso de acúfenos deben ser de oído abierto ya que el taponamiento del CAE puede producir un incremento de la sensación del acúfeno por el efecto de taponamiento, sobre todo en el caso de pacientes sin pérdida auditiva, o con pérdidas leve a moderadas sobre todo en frecuencias graves.

TERAPIAS EXISTENTES

- **TRT** (Terapia de Reentrenamiento de Tinnitus). Esta terapia se basa en dos temas fundamentales, el consejo médico y la terapia sonora, y tiene como objetivo la habituación a la percepción del acúfeno. Está basada en la teoría Neurofisiológica del doctor Jastreboff.
- **TSS** (Terapia Sonora Secuencial). Es una alternativa a los tratamientos con sonidos de los acúfenos como son el enmascaramiento total y la citada TRT con la que se trabaja actualmente. Utiliza los generadores de ruido de forma secuencial en el tiempo.



Figura 11

PROGRAMACIÓN Y AJUSTE DE LOS GENERADORES DE RUIDO

Se programan a través del ordenador y funcionan con un generador de ruido (habitador) a partir de los datos extraídos de la ATL, la acufenometría y pruebas de alta frecuencia, y emiten un sonido a baja intensidad favoreciendo el proceso de habituación. Optimizado para utilizar en las terapias existente (TRT o TSS).

El audioprotesista puede tener en cuenta incluso los matices más finos del *tinnitus* con mayor precisión que en los audífonos convencionales.

Poseen la posibilidad de ser ajustados en frecuencia y nivel de ruido para habituación ajustable con exactitud con diversos ruidos predefinidos (ruido blanco, ruido rosa, ruido vocal, ruido de alta frecuencia, etc.). También incorporan ecualizadores de alta resolución que permiten un ajuste fino de la respuesta en frecuencia y ajustable a las preferencias subjetivas del paciente.

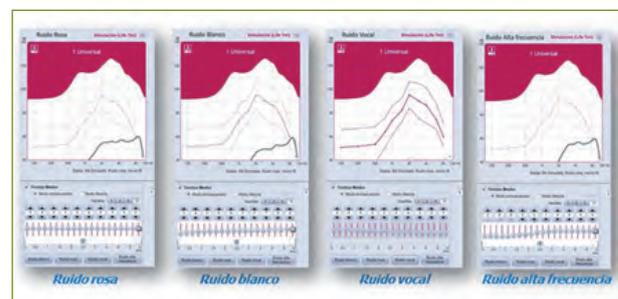


Figura 12

Estos sistemas digitales son soluciones auditivas de máxima calidad que ayudan de forma única a combatir el acúfeno, incluso a través de un mando a distancia es posible personalizar al máximo las diferentes combinaciones de programas: denominado modo mezcla (amplificación + ruido banda ancha o estrecha) o solo ruido con la posibilidad de manejo independiente del volumen tanto de la ganancia del audífono como del ruido habitador.

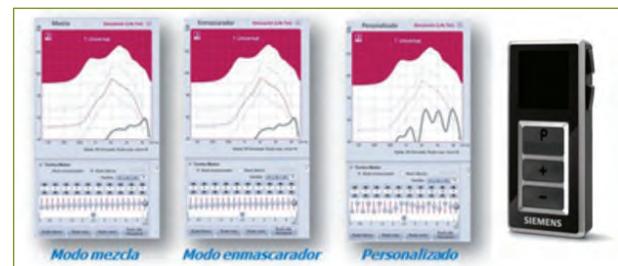


Figura 13

Existen también otro tipo de generadores de ruido (despertadores-generadores de ruido, almohadas con altavoces, mp3, otros) para personas que no necesitan corregir su

audición o que prefieren realizar la habituación con ruido sin audífonos.

Estos sistemas incorporan ruidos estándar para ayudar al paciente a relajarse y dejar a un lado su acúfeno favorecido por el ruido relajante que se está produciendo (es el mismo efecto como cuando está en un sitio ruidoso u oyendo una radio).

SISTEMAS DE COMUNICACIÓN

Existen también una serie de ayudas complementarias al uso de los audífonos que hacen que las problemáticas que la adaptación protésica no puede cubrir las cubramos con otros sistemas complementarios.

Tenemos que tener en cuenta que en algunas situaciones diarias, el paciente necesita ayudas anexas a sus soluciones auditivas por varios factores:

- Comunicación con equipos anexos (TV, reproductores de música, timbre puerta domicilio, timbre teléfono, otros).
- También en los momentos en que el usuario no dispone de la ayuda de sus audífonos (mientras duerme, baño/ducha, otros), necesita avisadores que le mantenga comunicado ante cualquier aviso que se pueda producir.

PRINCIPALES SISTEMAS DE COMUNICACIÓN

- *Avisadores visuales o vibratorios*: son de los sistemas primeros de ayuda a personas con problemas auditivos. Son utilizados principalmente para dar aviso tanto visual como por vibración sobre sucesos del día a día necesarios para la vida normal diaria. Los visuales y también los vibratorios están destinados a sustituir el timbre o alarma de dispositivos como son los timbres de puerta, despertadores, teléfonos, avisa bebes, alertas de humo, otros sistemas similares; y se componen de luces de aviso que nos indican de su activación sin tener que oír el aviso.
- *Bucles magnéticos (bobina inductiva)*: la bobina inductiva es un dispositivo imantado que nos permite mediante un sistema de bucle magnético conectar directamente nuestros audífonos con la señal por inducción



Figura 14

sustituyendo el transductor micrófono, siendo la señal directa sin ninguna interferencia del sonido exterior.

Hoy en día es el sistema recomendado por ley de accesibilidad para todas personas con problemas auditivos, y es el que se coloca en la mayoría de locales y establecimientos públicos para ayudar a las personas que son portadoras de soluciones auditivas con bobina inductiva.

Su inconveniente mayor sería el alcance de acción que es pequeño, y la posibilidad de interferencias es alta según los equipos electrónicos que estén cerca del sistema.

Por otra parte, su bajo coste lo hace accesible para cualquier persona que necesite usar este sistema en el hogar.

- *Amplificadores de teléfono*: los amplificadores de teléfono o teléfonos amplificados (se amplifica el auricular del teléfono especial) son útiles sobre todo en personas que tienen una pérdida leve a severa, y que solo con algo más de amplificación en el auricular del teléfono consiguen poder escuchar y seguir una conversación con mejor calidad con o sin el audífono.

Algunos de estos teléfonos incorporan un bucle inductivo para que los audífonos con bobina inductiva incluida puedan conectarse directamente al audífono con una mejor calidad auditiva en la conversación telefónica y sin riesgo al efecto de retroalimentación.



Figura 15

- **Teléfonos móviles sencillos:** los teléfonos móviles especiales para personas mayores no solo incorporan las ventajas de los teléfonos comentados anteriormente, sino que también son más “visuales” y prácticos teniendo en cuenta la edad del paciente.
- **Sistemas de comunicación FM:** los sistemas FM son equipos electrónicos que transmiten la señal por frecuencia modulada, siendo necesario un transmisor externo y un receptor acoplado al audífono que nos permite trasladar la señal auditiva al audífono directamente. Es un sistema más eficaz que el bucle magnético por su capacidad de transmisión a mayor distancia y menor riesgo de interferencias por trabajar en una frecuencia de onda segura. Son sistemas que tiene un coste más elevado, pero su condición los hace imprescindibles en aulas para niños, y para personas que necesiten asegurar la mejor audición posible en conferencias, reuniones o similares. Estos sistemas son útiles en pacientes que tengan un perfil activo laboral o social (reuniones, conferencias, otros).



Figura 16

- **Sistemas de comunicación integrados en los sistemas auditivos:** en los últimos años, los audífonos han integrado en su configuración la compatibilidad de sistemas que trabajan con protocolos de comunicación vía Bluetooth o wi-fi, haciendo posible una comunicación directa de los audífonos con el sistema externo (tv, teléfono, otros). Poder conectarse directamente a nuestro móvil con los audífonos o incluso poder disfrutar de la mejor música desde nuestro equipo de reproducción sin tener que quitarnos los audífonos. Hoy en día, el sistema funciona gracias a un *interface* que es el que hace de puente en la comunicación entre los audífonos y el dispositivo externo. También ya existen en el mercado audífonos que se comunican directamente con nuestro *smartphone*, sin

necesidad de un *interface*, facilitando así la comunicación y la comodidad para el paciente en su uso.



Figura 17

Las ayudas técnicas y los sistemas de comunicación nos aportan mejoras necesarias para complementar la rehabilitación auditiva en la hipoacusia de una forma efectiva y global teniendo en cuenta los diferentes perfiles de los pacientes.

CONCLUSIONES

Los audífonos y las posibilidades acústicas de los mismos, sus complementos, los generadores de ruido, las ayudas técnicas y los sistemas de comunicación en la adaptación audioprotésica son herramientas esenciales en la rehabilitación auditiva de los hipoacúsicos y las patologías asociadas a la audición.

Como hemos visto, necesitamos tener una buena adaptación realizada, pero valorando los diferentes aspectos

relacionados con el paciente, y por eso debemos de cumplir los pasos adecuados en el diagnóstico, la valoración, la adaptación y el seguimiento con la idea en mente de cumplir:

- *La meta:* buscar la mejor solución para su necesidad auditiva sin poner barreras prácticas y adecuadas a su necesidad audiológica y social, así como adecuada a su nivel cognitivo-motriz.
- *El reto:* trabajar coordinadamente entre especialista ORL, especialista audioprotesista y todos los profesionales relacionados, para conseguir el diagnóstico y valoración apropiados para la adaptación a realizar con especial detalle al perfil del paciente.
- *La clave para conseguirlo:* un buen seguimiento del caso multidisciplinariamente no es una inversión de tiempo innecesaria, ya que nos evita problemas que después pueden producir una pérdida de confianza en la eficacia de la adaptación del paciente y los audífonos, cuando nuestra meta principal es asegurarnos una calidad de vida auditiva óptima para nuestro paciente.

Por tanto, todos los profesionales de la audición interrelacionados con el paciente somos responsables y partícipes del éxito de la adaptación, y el audífono en este caso es la herramienta que nos tiene que ayudar a conseguirlo adaptándolo adecuadamente.

BIBLIOGRAFÍA

1. Valente, M. *Strategies for Selecting and Verifying Hearing Aid Fittings*. Ed: Thieme, pp. 221-250.
2. Sandlin, Robert E. *Textbook of Hearing Aid Amplification: Technical and Clinical Considerations*. Ed: Singular, pp. 137-166 / 286-315.
3. Salesa, E.; Perello, E.; Bonavida, A. *Tratado de Audiología*. Ed. Masson, pp. 174-175 / 301-314.
4. Portman, M.; Portman, C. *Audiometría Clínica*, pp. 257-281.
5. Dr. Herráiz Puchol, Carlos; Hernández Calvín, F. Javier. *Acúfenos-Actualización*. Ed. Ars Médica, pp. 186-197.
6. Jastreboff, Pawel J., PhD, ScD; Jastreboff, Margaret M., PhD. *Tinnitus Retraining Therapy: Implementing the Neurophysiological Model*. Ed. Cambridge University Press, pp. 208-211.
7. Legent, F.; Fleury, P. *Manual práctico del ORL*. Ed: Masson, pp. 125-126.
8. Dr. Knaster, J. *Otología práctica*. ed: CEIG-GAES, pp. 99-107 / 109-129.
9. Keidser, G.; Rohrseitz, K.; Dillon, H.; Hamacher, V.; Carter, L.; Rass, U.; Convery, E. *The effect of multi-channel wide dynamic range compression, noise reduction, and the directional microphone on horizontal localization performance in hearing aid wearers*. Ed. J Audiol, pp. 563-579.

16.2. IMPLANTES COCLEARES

16.2.1. IMPLANTES COCLEARES. DESCRIPCIÓN

JOSÉ M. GOROSPE*, CARMEN MUÑOZ Y MARÍA GARRIDO

INTRODUCCIÓN

En palabras de Blake Wilson, “El implante coclear es la prótesis neural más satisfactoria de todas las desarrolladas hasta la fecha. Es la prótesis más efectiva en términos de restauración de la función” (1, p. 695).

Definición

Graeme Clark define así el implante coclear (IC).

“Un IC es un dispositivo que restaura parcialmente la audición en personas con pérdida auditiva severa a profunda estimulando eléctricamente las fibras nerviosas residuales de la cóclea. Es necesario cuando el órgano de Corti no se ha desarrollado o ha sufrido enfermedad o lesión en tal dimensión que ya no es posible obtener una audición satisfactoria con audífonos” (2, p. 73).

El IC provoca sensaciones auditivas a partir del estímulo eléctrico de terminaciones neurales del ganglio espiral, inicio de la vía aferente. En entornos acústicos favorables, esta estimulación aporta información suficiente como para discriminar, identificar y reconocer sonidos verbales y no verbales que facilitan la comunicación auditivo-oral y la orientación en el entorno sonoro.

Primeras experiencias y avances técnicos

La audaz observación de Alexander Volta que en el año 1800 percibe una sensación auditiva al estimular sus oídos con la pila electrolítica de su invención abre paso a la investigación de este fenómeno.

Simplificando, se pueden destacar cinco focos principales en el desarrollo del IC actual: W. House en Los Ángeles, D. K. Eddington en La Universidad de Utah, CH. Chouard en Francia, G. Clark en Australia, y, en Austria, Ingeborg y Erwin Hochmair. Por otro lado, hay que hacer mención especial de Blake Wilson y la estrategia de codificación CIS (Continuous Interleaved Sampling).

En la tabla 1 se detallan los principales hitos en el desarrollo inicial de los implantes cocleares (ICs).

Hacia el final de la década de los años 80 ya se habían definido muchas de las características del IC actual. Así, en el National Institutes of Health (NIH) Consensus Statement sobre Implantes Cocleares de 1988 (7) se calificaba el IC como un paso importante para la comprensión, prevención y tratamiento de la deficiencia auditiva y su repercusión sobre el lenguaje. Confirmaba la mayor eficacia del implante multicanal intracoclear sobre el monocal (intra o extracoclear) pero no establecía conclusiones respecto a las diferentes estrategias de procesamiento.

ELEMENTOS PRINCIPALES

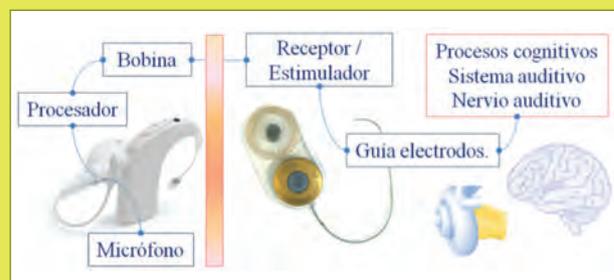


Figura 1

Elementos del Implante Coclear. IC transcutáneo. Parte externa, parte interna y elementos biológicos. Imágenes de implante HiRes 90K y procesador Naída CI Q70 de Advanced Bionics.

* José Manuel Gorospe. Unidad de Foniología, Centro de Salud Sisinio de Castro, Paseo del Romero s/n, 37005 Salamanca. Teléfono de contacto: 923 24 06 04. E-mail: jmga@usal.es.

Tabla 1
Principales hitos en el desarrollo del Implante Coclear

| Año | Autor | Desarrollo | Referencias |
|---------|---|--|-------------|
| 1930-40 | Wever y Bray, Hallpike o Stevens y Jons | Bases de la fisiología auditiva. Confirmación de la respuesta del nervio auditivo a electrodos cocleares y modiolares | |
| 1957 | Djourno, Eyries y Vallancien | Estimulación transcutánea del nervio auditivo | |
| 1961 | W. House | Primer sistema multielectrodo en dos pacientes | |
| 1967 | G. Clark | Inicio de las investigaciones en neurofisiología auditiva en la Universidad de Sidney. Estudian aspectos tan relevantes como la codificación espacial y temporal de la frecuencia, estimulación transcutánea, aspectos quirúrgicos de la inserción de electrodos en cóclea, seguridad de la estimulación eléctrica, implicaciones de la plasticidad neuronal, etc. | 1 |
| 1972-95 | W. House | IC monocanal 3M/ House. Aprobado por la FDA en 1984. Apoyo a la lectura labial. | |
| 1973 | Ch. Chouard y P. McLeod | Desarrollo del IC Chorimac 8 y Chorimac 12 por la empresa Bertin con resultados en reconocimiento de palabras sin lectura labial | |
| 1977 | D. K. Eddington | Desarrolla en la Universidad de Utah el sistema INERAID (Symbion). Sistema multielectrodo percutáneo. Electrónica externa que permitía implementar múltiples funciones y desarrollos para la investigación. El sistema CIS LINK con procesador CIS PRO+ desarrollado por MedEl en 1995 permitió el uso de la estrategia CIS con implante INERAID | |
| 1977 | K. Burian, I. y E. Hochmair | Primer IC multicanal de 8 canales en escala timpánica en 1977. En 1994 lanza el COMBI 40+ de Med-El de 8 canales y estrategia CIS y en 2005 el sistema DUET de estimulación electroacústica | 2, 3 |
| 1978 | G. Clark | IC con receptor- estimulador multicanal. Desarrollo del IC Nucleus para 1984 por la compañía Cochlear. Desarrollo de las estrategias de extracción de formantes. Aprobación por la FDA en 1985 del Nucleus 22 | 4 |
| 1991 | B. Wilson | Estrategia CIS (continuous interleaved sampling), desarrollada por Blake Wilson. Es la estrategia más utilizada por la mayoría de los sistemas de IC | 5 |

Referencias: 1: Clark, 1998 (2); 2: Hochmair, 1980 (3); 3: Helms et als, 1997 (4); 4: Clark, 2006 (5); 5: Wilson, 1991 (6).

Clásicamente se diferencian dos elementos fundamentales en los ICs: parte interna y parte externa. Hay autores (1) que incorporan un tercer elemento esencial: el cerebro del individuo. De hecho, el éxito del IC reside en gran parte en la capacidad del individuo para inferir significados a pesar de la limitación del estímulo liberado en la cóclea.

Un IC se compone de una serie de electrodos o contactos intracocleares, un procesador externo que recibe y transforma la señal acústica en un estímulo para cada electrodo y una conexión percutánea (directa) o transcutánea (conexión por radiofrecuencia) entre procesador y electrodos. La parte

que se implanta quirúrgicamente se denomina parte interna y los elementos externos (procesador, bobina, etc.), parte externa (figura 1).

Parte interna

La parte interna de los ICs transcutáneos se compone de una guía de electrodos con los contactos intracocleares en su extremo y un receptor-estimulador que incluye todos los elementos necesarios para asegurar el acoplamiento con la parte externa y la generación de impulsos eléctricos (figura 2). Un imán permite orientar las bobinas interna y externa para el correcto acoplamiento.

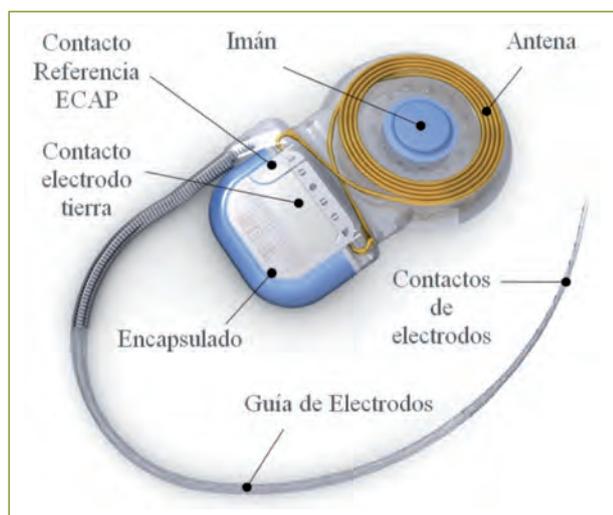


Figura 2
Elementos de la parte interna. Implante coclear CONCERTO. Imagen cedida por Med - El.

Todos los modelos actuales de parte interna incorporan la estimulación monopolar por lo que incluyen uno o dos electrodos extracocleares de tierra o de referencia. En el implante HiRes 90K de Advanced Bionics (AB) se incluye en la porción inicial de la guía; en el Sonata y Concerto de Med-El en la carcasa del receptor-estimulador, igual que en el CI24RE de Cochlear aunque este último dispone de un segundo electrodo extracoclear de referencia separado del receptor (MP1, electrodo esférico o de bola). El Digisonic SP de Neurelec también dispone de un electrodo extracoclear de tierra, independiente de la carcasa. Algunos implantes como el Concerto o el Sonata de Med-El llevan un contacto específico para la obtención y registro de potenciales en telemetría neural (Evoked Compound Action Potential-ECAP).

La carcasa que protege la electrónica es de titanio con recubrimiento de silicona en HiRes90K, Concerto y CI24RE y cerámico en el Pulsar¹⁰⁰ y Digisonic SP. Los electrodos de platino o platino-iridio, dependiendo de las marcas. La resistencia y solidez así como la estanqueidad son características que definen una parte importante de la fiabilidad de la parte interna pero no vamos a profundizar en ello. Las compañías publican periódicamente informes de fiabilidad.

En relación con la parte interna hay dos aspectos fundamentales que caracterizan los esfuerzos de desarrollo e innovación de los últimos tiempos y definen algunas de las diferencias entre modelos: la búsqueda de inserciones no invasivas, muy relacionada con la forma o preforma de la guía de electrodos, y la profundidad de inserción.

Diseño del electrodo. Preservación de estructuras y restos auditivos

Incluso con técnicas quirúrgicas conservadoras y diseños avanzados de guías de electrodos se seguía produciendo una incidencia relevante de inserciones anómalas o dislocaciones de escala timpánica a vestibular asociadas a peores resultados en discriminación verbal (8). Una parte significativa de la variabilidad de resultados entre pacientes se explica por la posición y profundidad de la guía de electrodos en cóclea por lo que el control del posicionamiento permitiría mejorar de forma significativa el reconocimiento del habla (8). Las últimas propuestas de electrodos siguen mejorando los resultados tanto en preservación de estructuras y restos auditivos como en discriminación verbal. El electrodo Flex^{SOFT} de Med-El (9), el Slim Half-Band straight de Cochlear (10), el Digisonic® SP + EVO (11) o el HiFocus Mid-Scala de Advanced Bionics orientan su diseño en este sentido.

Longitud de la guía de electrodos. Profundidad de inserción

La hipótesis que fundamenta la apuesta por una profundidad de inserción mayor es la de respetar la especialización tonal de las fibras nerviosas a lo largo de toda la cóclea. Según estudios específicos de valoración de la profundidad de inserción, los mejores resultados en discriminación verbal se consiguen en condiciones de distribución de electrodos a lo largo de toda la longitud de la cóclea. Estos resultados podrían tener relación con una coincidencia más natural entre frecuencia asignada y punto coclear de liberación del estímulo y, por otro lado, por la posibilidad de ampliar el espacio entre electrodos y reducir la interacción (12). Se han planteado objeciones a esta técnica, principalmente en relación con el daño potencial a estructuras cocleares apicales. En este sentido, es preciso tener en cuenta las técnicas quirúrgicas conservadoras (*soft surgery*) y mantener siempre una inserción suave, limitando la profundidad de inserción (13) si se observa resistencia. Habría que tener en cuenta que algunos pacientes con inserción profunda podrían mejorar al anular 2 o incluso 3 electrodos apicales (14).

Parte externa

La parte externa incluye el procesador o unidad de control, diferentes sistemas o configuraciones de alimentación, la bobina transmisora y los cables necesarios para la conexión de los diferentes elementos (figura 3). El micrófono, salvo en los procesadores Platinum Series y Naída CI Q70 de AB, está incorporado en el propio procesador retroauricular. Algunos modelos ofrecen micrófono dual (Freedom, CP810, CP910 y CP920 de Cochlear, Saphyr de Neurelec y Naída CI Q70 de Advanced Bionics) vinculado a los sistemas automáticos de adaptación a entornos sonoros. El micrófono T-Mic de AB busca reflejar la resonancia de las estructuras del pabellón auricular.



Figura 3

Diferentes configuraciones de parte externa. 1: Digi SPK infantil de Neurelec; 2: Rondo, procesador en una sola unidad, totalmente integrado, de Med-El; 3: Neptune sumergible de AB; 4: CP910, © Cochlear Limited 2013. Imágenes de Neurelec, Med - El, Advanced Bionics y © Cochlear Limited 2013.

El diseño de partes externas resuelve aspectos ergonómicos (confort, seguridad y adaptación al usuario), audiológicos, de alimentación útil y de fiabilidad. Una configuración infantil eficaz es determinante. En etapas tempranas surgen

múltiples dificultades de uso que llegan a limitar significativamente el tiempo de audición real del niño. La resistencia de los materiales reduce tanto el gasto de mantenimiento como el riesgo de averías y de tiempo sin entrada auditiva evidente o, aun peor, inadvertida.

Todas las marcas disponen de diferentes configuraciones de la parte externa que permiten adaptar el procesador a diversas circunstancias de uso. Un portapilas alejado del procesador por un cable de diferentes longitudes aligera la parte retroauricular para adaptarse al uso infantil o a situaciones más dinámicas en el adulto. AB ha desarrollado el modelo Neptune, sumergible y Med-El el Rondo, procesador en una sola unidad, totalmente integrado (figura 3).

Actualmente se dispone de los siguientes sistemas de IC: Digisonic® SP de Neurelec, HiResolution Bionic Ear System de AB, Maestro y sistema electroacústico EAS™ de Med-El y, finalmente, Nucleus® 5, Nucleus® 6 y sistema Hybrid™ de Cochlear™. No se incluyen en esta relación los implantes de oído medio, de conducción ósea o los implantes de tronco cerebral. La relación completa de ICs, electrodos y procesadores se citan en la tabla 2.

LIMITACIONES DE LA ESTIMULACIÓN ELÉCTRICA DEL NERVIJO AUDITIVO

Los ICs actuales utilizan electrodos de platino con estimulación monopolar que liberan pulsos de corriente bifásica de carga balanceada, corta duración (300 μ s/fase) y densidades de carga inferiores a las consideradas dentro del rango de seguridad (60 μ C/cm² geom/fase¹). Los pulsos balanceados son necesarios para garantizar la seguridad de la estimulación pero, al mismo tiempo, reducen la eficacia de la estimulación neural. No obstante, para asegurar la recuperación completa de la carga y controlar el daño tisular es necesario asociar técnicas adicionales de recuperación de carga. La configuración bipolar permitiría un patrón de excitación más localizado pero a costa de niveles eléctricos más elevados. La estimulación tripolar o cuadrípolar tendría interés en la creación de canales virtuales pero exigen niveles más elevados de carga.

1. Geometric surface area: método de medición del área de la superficie del electrodo.

Tabla 2

Sistemas actuales de IC

| Sistema | Implantes | Electrodos | Procesadores |
|--|--|---|--|
| Neurelec Digisonic SP Zebra | Digisonic® SP Digisonic SP Binaural | Estándar EVO | Digi SP Saphyr® Saphyr + Micro Contralateral* Digi SPK (niños) |
| Advanced Bionics HiResolution Bionic Ear System | HiRes90K™ | HiFocus™ Mid-Scala HiFocus™ 1j HiFocus Helix™ | Platinum Auria Harmony Neptune Naida CIQ70 |
| Med - EI Maestro EAS™ | Concerto SonataTI ¹⁰⁰ PulsarTI ¹⁰⁰ | Flex Soft™ Flex 28™ Flex 24™ Flex 20™ Form 24™ Form 19™ Standar Medium Compressed Custom-made Flex ^{EAS} | Opus 1 Opus 2 Opus 2XS Rondo Duet Duet 2 |
| Cochlear™ Nucleus® 5 Nucleus® 6 Hybrid™ | CI422 CI24RE CI24R Doble Array CI24REH | Contour Advanced (CA) Slim Straight Straight (ST) CI 11+11+2M Hybrid™ L24 | Freedom CP810 CP910 CP920 Freedom Hybrid™ |

*Procesador para implante binaural.

El uso de pulsos bifásicos asimétricos o trifásicos simétricos limita el efecto de la fase de hiperpolarización con lo que se incrementa la eficacia del estímulo y mejora la selectividad espacial y la posibilidad de aumentar el número de canales independientes (15).

El IC genera patrones de actividad neural muy diferentes a los relacionados con la estimulación acústica normal. La estimulación eléctrica del nervio auditivo con pulsos de corriente bifásica evoca en las neuronas ganglionares patrones de descarga deterministas, altamente sincronizados y en un rango dinámico muy restringido. Esta falta de correspondencia con el patrón estocástico provocado por la estimulación acústica justifica, probablemente, parte de las diferencias perceptuales entre audición eléctrica y acústica (15).

El control del nivel de sonoridad en la estimulación pulsátil de los ICs se relaciona con la magnitud del pulso (nivel de

corriente) y con su duración. La elevación de cualquiera de estos parámetros eléctricos determina un incremento muy rápido de la frecuencia de picos neurales y, por tanto, de la sonoridad. La estimulación eléctrica no reproduce mecanismos cocleares de gran importancia en la codificación del nivel de sonoridad. El IC no refleja, por ejemplo, los mecanismos cocleares de compresión activa o la diferencia de fase en la respuesta a lo largo de la membrana basilar, dependiente del nivel del estímulo acústico (*level-dependent phase*). Esta regulación grosera de la sonoridad determina que los pequeños cambios del nivel de corriente o de la anchura de pulso provoquen grandes cambios en la sensación de sonoridad. El rango de corriente entre el umbral y el máximo confortable es, típicamente, de 3 a 20 dB, mucho menor que el correspondiente al rango acústico seleccionado para la estimulación (30 a 120 dB). El IC tendrá que imponer una compresión en una proporción aproximada de 9:1 (16).

Cuando el IC asigna a cada electrodo la carga correspondiente (definida por el nivel de corriente y la anchura de pulso) está ejerciendo una compresión prácticamente instantánea de la señal analógica. Esta compresión rápida puede tener un efecto indeseable en la discriminación verbal al reducir la altura (profundidad) de la modulación de amplitud en las diferentes bandas frecuenciales (los patrones de modulación de la amplitud aportan importante información verbal). No es recomendable utilizar un modelo único de compresión rápida (16). Por ello, los ICs utilizan sistemas de compresión lenta de la señal; sistemas automáticos de control de ganancia que comprimen la señal analógica completa, antes del filtrado paso banda (*slow-acting front-end compressor*). Las peculiaridades de estos sistemas en los diferentes modelos de IC se revisarán en el punto “Pre-procesamiento de la señal acústica” de este capítulo.

La forma espectral (*spectral shape*), relacionada con la percepción del timbre del sonido, se codifica asignando bandas frecuenciales a sus canales específicos (codificación espacial). La magnitud relativa de la señal eléctrica entre los diferentes canales aporta solo una vaga información de frecuencia y forma espectral.

El reducido número de canales efectivos, la mala correspondencia entre bandas frecuenciales y zonas cocleares asignadas, la escasa información temporal, la falta de información sobre las frecuencias de armónicos graves (*resolved harmonics*) y la posible existencia de zonas cocleares muertas determinan una limitación significativa de la definición espectral.

En el oído normal la detección de coincidencia entre canales (*across-channel coincidence detection*) podría apoyar la codificación de la sonoridad, la forma espectral y el tono. Este código no puede ser representado en los sistemas actuales de IC (16).

ESTRATEGIAS DE PROCESAMIENTO DE LA SEÑAL

La estrategia de codificación juega un papel esencial en el resultado final del proceso perceptivo-auditivo en el sujeto con IC. El IC debe enviar a la cóclea estímulos eléctricos que representen de forma adecuada la señal recogida por el micrófono o por cualquier otra señal de entrada (auxiliar, FM,

etc.). Las estrategias de codificación definen este complejo proceso. Por un lado, intentan reflejar adecuadamente la señal sonora relevante y, por otro, atender tanto las condiciones de difusión de la corriente dentro de la cóclea como las características de la respuesta neural y del proceso perceptivo auditivo en el hombre. El IC pretende imitar el funcionamiento coclear; por ello, el conocimiento de la neurofisiología auditiva y la investigación psicoacústica han sido fundamentales en su desarrollo.

En la tabla 3 se mencionan las estrategias ofrecidas por los diferentes sistemas de IC y sus principales características.

Tabla 3

Estrategias de codificación utilizadas actualmente por las diferentes compañías

| Sistema | Estrategias | Características |
|--|--|---|
| Neurelec Digisonic SP Zebra* | Crystalis | n-de-m con 10 máximas MPIS ¹ modificada Codificación espacial Tasa estim.: 600 Hz Anti-diafonía |
| Advanced Bionics HiResolution Bionic Ear System | HiRes Fidelity 120, HiRes™ Óptima | CIS modificada Codificación espacial y temporal Canales virtuales |
| Med - EI Maestro EAS™ | Fine Hearing FS4 FS4p | CIS modificada Codificación especial y temporal CSSS ² IPS ³ . CIC ⁴ . SCS ⁵ Canales virtuales Pulsos trifásicos |
| Cochlear™ Nucleus® 5 Nucleus® 6 Hybrid™ | ACE/ ACE (RE) MP3000 | n-de-m Codificación espacial |

*Electroacústico. 1: MPIS main peak interleaved sampling. 2: CSSS Channel-Specific Sampling Sequences. 3: IPS estimulación paralela inteligente. 4: CIC compensación interacción entre canales. 5: SCS estimulación de señal correlacionada.

Las teorías espacial y temporal sobre la percepción del tono definen en su controversia aspectos característicos de las diferentes estrategias de codificación. Incorporar la información temporal (estructura temporal fina) o incrementar la resolución espacial (canales virtuales) son objetivos principales en el desarrollo actual.

Compressed Analog - CA y Simultaneous Analog Strategy - SAS

Los primeros ICs monocanales utilizaron la presentación del análogo de la forma de onda sonora para la estimulación. El IC Ineraid aplicaba también una estrategia equivalente para su sistema multicanal. La señal de entrada se comprimía teniendo en cuenta el estrecho rango dinámico de la estimulación eléctrica del nervio auditivo, se filtraba en 4 canales y se enviaba una corriente continua y simultánea a cada uno de los electrodos (17).

La estrategia SAS (Simultaneous Analog Strategy) del implante Clarion de AB llegó a aplicar una estimulación análoga en su sistema de 16 electrodos incorporando una estimulación bipolar y otras mejoras orientadas a reducir la suma de campos eléctricos y la distorsión. Aún y todo, la interacción entre canales limitaba la resolución espectral y, finalmente, el desarrollo de esta estrategia.

Extracción de formantes

Las estrategias de extracción de formantes tienen su origen en el llamado “cuello de botella” para la estimulación eléctrica neural que ponen de manifiesto las primeras investigaciones de Grame Clark en la Universidad de Sidney. Según este grupo, “la codificación espacial y temporal de la frecuencia y la percepción tonal con el implante coclear sólo puede ser parcialmente reproducida. El IC representa un cuello de botella entre el mundo sonoro y la vías auditivas cerebrales” [9]. Desarrollaron métodos para simplificar la señal manteniendo un nivel competente de percepción del habla. La importancia de las diferentes señales o pistas del habla (*speech cues*) en la reproducción con estimulación eléctrica se analizó estudiando su efecto en unidades de habla sintetizada. En sucesivas investigaciones fueron confirmando la pertinencia de incorporar rasgos de habla específicos definiendo así las conocidas estrategias: FOF2, FOF1F2 y Multipeak que se asociaron a los procesadores WSP-II (Wearable Speech Processor), WSP-III y MSP (Miniature Speech Processor). Multipeak incorporaba, además de los formantes, información en altas frecuencias y permitía una buena discriminación de los rasgos de sonoridad, nasalidad, fricción y amplitud de la envolvente. La detección del punto de articulación seguía siendo un punto débil. Con Multipeak se obtenían medias de reconocimiento del habla (*open set*), sin lectura labial (sólo con IC), del 75% (18).

Continuous interleaved sampling - CIS

La estrategia CIS (Continuous Interleaved Sampling), desarrollada por Blake Wilson y colaboradores (6, 19), ha sido y es la estrategia más utilizada por la mayoría de los sistemas de IC. La señal de entrada pasa por un filtro preénfasis para atenuar los fuertes componentes de baja frecuencia del habla que podrían enmascarar los componentes de alta frecuencia más importantes. Posteriormente se analiza en múltiples canales de procesamiento. Cada canal incluye varias etapas: filtro paso banda, detección de la envolvente, compresión no lineal y modulación. Se liberan en cada electrodo trenes de pulsos bifásicos balanceados con una compensación temporal que elimina cualquier solapamiento o superposición entre canales. Las amplitudes de los pulsos se derivan o reflejan de la envolvente de la señal de salida de los filtros paso banda de cada canal. Para reducir la interacción entre canales la estrategia CIS usa un estímulo no simultáneo intercalado. En las primeras versiones de CIS se utilizaban 5 o 6 filtros paso banda asociados a los correspondientes canales de estimulación pero la estrategia, por sí misma, no limita el número de canales (1). La frecuencia fundamental (F0) de sonidos verbales se representa exclusivamente en la modulación de la onda. La tasa de estimulación en CIS es relativamente alta; normalmente supera los 800 pps por canal.

Estrategias n-de-m

Son, básicamente, estrategias tipo CIS pero establecen un esquema de selección de “n” canales del total “m” disponible para la estimulación. La selección de canales reduce la densidad de estimulación y representa solo los aspectos más importantes de la señal reduciendo el nivel de enmascaramiento o interferencia entre electrodos y enfatizando la señal primaria del habla respecto al ruido (en condiciones positivas de relación señal/ ruido (SNR)).

Speak y ACE/ ACE (RE) de Cochlear

Speak (Spectral Peak Extraction), derivada de la versión experimental SMSP (Spectral Maxima Sound-Processing), nace como respuesta a las dificultades de Multipeak para discriminar el punto de articulación. Un banco de 20 filtros paso banda fijos selecciona seis o más picos espectrales; el voltaje resultante de los filtros se presenta a los electrodos correspondientes, en forma de pulsos no simultáneos y con una tasa de estimulación fija de 250 pps. Con esta estrategia

en el procesador Spectra-22 se obtenían rendimientos del 71% en reconocimiento de frases (*open set*), solo con IC (18). Para reducir la interacción entre canales se utiliza una tasa de estimulación constante tanto en SPEAK como en ACE. La tasa de estimulación, por tanto, no se utiliza para transmitir el rasgo sordo/sonoro que se representa por medio de las variaciones de amplitud en la señal (18).

La estrategia ACE-ACE RE (Advanced Combination Encoder) resulta de aplicar a la estrategia SPEAK (o SMSP), altas tasas de estimulación y un número de canales ajustable. ACE (RE) es la estrategia específica para los implantes Freedom y CI500 (voluntariamente retirado en septiembre de 2011) que ofrecen tasas más elevadas de estimulación (TSR máxima de 31.500 pps; TSR o tasa por canal multiplicado por número de máximas). El sistema ofrece un límite en el número de máximas para cada tasa de estimulación: hasta 9 máximas a 3.500 pps; hasta 8 a 1.800 y hasta 10 a 2.400 pps. No obstante, se ha observado que los resultados en discriminación verbal y las preferencias de los pacientes coinciden con tasas más bajas de estimulación (5, 18). El estándar por defecto en la programación con estas estrategias es de 8 máximas (de 22 puntos posibles de estimulación) a 900 pps que se corresponde a una TSR de 7.200 pps.

Modelos de enmascaramiento psicoacústico: MP3000 de Cochlear

La estrategia PACE (Psychoacoustic Advanced Combination Encoder) o MP3000 es una variación de ACE basada en los modelos psicoacústicos utilizados en algoritmos avanzados de compresión de la señal (por ejemplo, MP3) que analizan los efectos de enmascaramiento en las señales de audio para seleccionar los componentes más significativos. El objetivo es modificar la selección de canales de ACE para mantener las bandas relevantes y rechazar los elementos redundantes, mejorando el aprovechamiento de canales sin comprometer el rendimiento. Los patrones de estimulación de ACE tienden a contener grupos de bandas frecuenciales consecutivas que aumentan el efecto de la interacción entre canales. La estrategia MP300 limita este efecto (20) ya que se necesitaría solo la mitad de canales seleccionados para conseguir iguales o mejores resultados que los obtenidos con ACE. Una ventaja adicional de MP3000 es la notable reducción de consumo de energía (20).

MPIS y Crystalis de Neurelec

MPIS (Main Peak Interleaved Sampling) es una estrategia n-de-m que utiliza una anchura de pulso constante y ajustable,

tasas de estimulación de 150 a 1.000 pps por electrodo, máximas de 1 a 20 y máxima estimulación teórica ciclo a ciclo de 20.000 pps. Con esta estrategia MPIS se han comprobado máximos beneficios con tasas de 600 pps y 6 máximas (21).

La estrategia Crystalis, una MPIS modificada, utiliza la tecnología de procesamiento Pure-T caracterizada por tres módulos principales: Módulo de equalización de la sonoridad; Sistema integrado de atenuación del ruido de fondo y Atenuación Diafonía (opcional) para reducir la interferencia entre electrodos. La función de atenuación de la diafonía anula máximas redundantes, próximas a canales con mayor amplitud. Con el procesador Saphyr se ofrece una máxima estimulación de 24.000 pps.

HiRes, HiRes Fidelity 120 de Advanced Bionics

HiRes es una estrategia similar a CIS con alta tasa de estimulación, relativamente altas frecuencias de corte para los detectores de la envolvente y 16 canales (1). HiRes 120 incorpora un procesamiento *current steering* (canales virtuales) para incrementar la precisión de la representación frecuencial. Variando la proporción de la corriente liberada en cada uno de los electrodos de un par de electrodos adyacentes es posible percibir tonos adicionales. HiRes 120 utiliza 15 electrodos emparejados y el procesamiento *current steering* genera 8 puntos adicionales de estimulación entre cada pareja de electrodos, es decir, un total de 120 puntos de estimulación. Cada una de las 15 bandas de un primer análisis se analiza para detectar el máximo espectral de cada banda y con ello determinar uno de los ocho canales virtuales entre cada par de electrodos. En cada barrido se estimulan 15 de los 120 puntos potenciales logrando una mayor precisión espectral (22). Se han publicado series que confirman pequeñas aunque estadísticamente significativas mejoras en reconocimiento de palabras en silencio y frases en ruido, así como con la percepción y confort con la música (22). Pueden ser necesarios más de 5 meses de experiencia para obtener el máximo beneficio de esta estrategia.

Tanto HiRes como HiRes 120 ofrecen la posibilidad de implementar la estimulación de forma secuencial (HiRes-s y HiRes120-s) o pareada (HiRes-p y HiRes120-p). En la estimulación HiRes-p y HiRes120-p se liberan de forma simultánea estímulos a un par de electrodos alejados. La tasa de estimulación de HiRes puede llegar a 83.000 pps. En HiRes120-p la tasa de estimulación se reduce a la mitad.

Fine Hearing. FSP, FS4 y FS4p de Med-El

En los sistemas actuales de IC, las estrategias basadas en la información de la envolvente de la señal permiten una buena o muy buena percepción del habla en silencio, una moderada percepción del habla en ruido y una pobre o moderada apreciación de la música. No aportan la estructura fina necesaria para la percepción del habla en ruido y de la música (23). En el sujeto oyente la respuesta neural a bajas frecuencias refleja la envolvente y la estructura fina de la señal; en altas frecuencias, sólo la envolvente. Los dos componentes de la señal son necesarios para la decodificación verbal. La envolvente es más importante para la percepción de habla y la estructura fina para la percepción de tono y para la localización del sonido (24). La tecnología Fine Hearing intenta mejorar la codificación tonotópica y temporal del sonido aportando codificación temporal en bajas y medias frecuencias. La codificación temporal se consigue usando los llamados “Channel-Specif Sampling Sequences” (CSSS) que, básicamente, son series de pulsos que se disparan con cada paso por punto cero (*zero-crossing*) en la salida del filtro paso banda de un canal. La frecuencia de repetición de estos pulsos es igual a la frecuencia de la estructura fina en el canal correspondiente (25). La estrategia FSP (Fine Structure Processing) presenta 3 canales CSSS y la FS4 y FS4-p, 4 canales CSSS.

Fine Hearing incorpora canales virtuales (*current steering*) con estimulación secuencial. Los filtros de paso banda se diseñan con respuesta frecuencial en forma de campana (triángulos en la figura 4, 3) lo que determina una transición suave de la estimulación de un electrodo al adyacente. Esta estimulación con canales virtuales permite percepciones tonales intermedias a las aportadas por la estimulación independiente de cada electrodo (1).

La estrategia FS4-p añade la estimulación paralela inteligente (IPS-Intelligent Parallel Stimulation) que intenta ofrecer una estimulación próxima a la estimulación paralela o simultánea pero controlando la interacción entre canales. Para ello asocia un sistema llamado compensación de la interacción entre canales (Channel Interaction Compensation-CIC) junto a la estimulación correlacionada en fase (Sign-Related Stimulation-SCS) que sincroniza en tiempo y polaridad la estimulación de varios electrodos. CIC calcula la difusión de la corriente y reduce, en tiempo real, el potencial de interacción entre canales (figuras 4, 2). La estimulación paralela

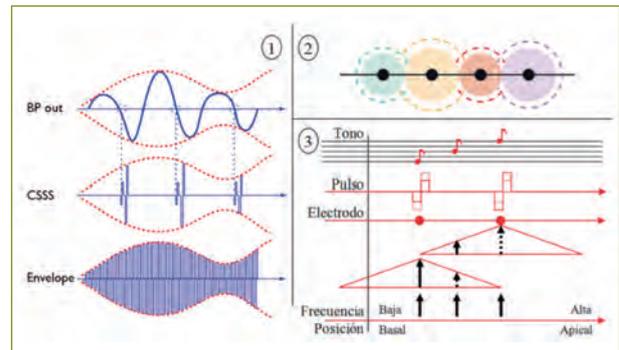


Figura 4

Algunos aspectos principales de la tecnología Fine Hearing™. Estructura fina y envolvente del sonido. 1: Codificación temporal de la frecuencia; canales CSSS - Channel-Specif Sampling Sequences. 2: CIC: Compensación de la interacción entre canales; 3: Canales virtuales: filtros paso banda en forma de campana que permiten percepciones tonales intermedias. Imágenes de Med - El, modificadas.

parece mejorar la discriminación frecuencial (26). Con el mismo objetivo de reducir la interacción entre electrodos, Med-El utiliza pulsos trifásicos y trifásicos de precisión. El uso de pulsos trifásicos mejora tanto la discriminación verbal como el consumo de corriente (27).

PREPROCESAMIENTO DE LA SEÑAL ACÚSTICA

El rango dinámico acústico de la audición normal es de unos 120 dB. Aún cuando consideremos que el rango dinámico del habla se reduce a unos 50 dB (28), la señal acústica tendrá que sufrir una importante compresión para adaptarse al rango dinámico eléctrico del IC (ver, dentro de este mismo tema, el punto 3 “Limitaciones de la estimulación eléctrica del nervio auditivo”). Ya hemos comentado en dicho punto la compresión rápida derivada de la transformación del nivel sonoro a nivel de estímulo en cada electrodo (*mapping*) (16) y los efectos que esta compresión casi instantánea tiene sobre la discriminación verbal. Para limitar este efecto y adaptar con la máxima eficacia la parte principal de la señal acústica al rango eléctrico del usuario, los sistemas de IC adoptan sistemas automáticos de control de ganancia que aplican funciones de compresión lenta de la señal analógica completa, antes del filtrado paso banda (*slow-acting front-end compressor*).

El Rango Dinámico de Entrada (IDR) se refiere a la ventana que el sistema de IC selecciona para su procesamiento y codificación. Teniendo en cuenta estudios de discriminación verbal en función del rango dinámico se propone un IDR entre 50 y 60 dB para obtener un reconocimiento óptimo del habla en usuarios de IC (28). Cochlear ha utilizado un IIDR (Instantaneous Input Dynamic Range) de 30 dB (40 dB en el CP810); AB ofrece un IDR ajustable que, habitualmente, se fija en 60 dB; Med-El, en el Opus 2, un IIDR adaptativo (Automatically Adaptive Sound Window) de 55 dB en una IDR de 75 dB.

Se han publicado numerosos trabajos que confirman la eficacia de los sistemas de preprocesamiento para mejorar el reconocimiento del habla en condiciones reales de ruido (29). Así, las funciones Everyday, Focus y Noise de Cochlear o el T-Mic de Advanced Bionics mejoran las puntuaciones SRTs (Speech Reception Thresholds). Las opciones de direccionalidad (BEAM y Zoom de la Tecnología SmartSound™) desarrolladas en los últimos procesadores de Cochlear (CP810) permiten obtener mejores resultados en SRTs que las ofrecidas por el procesador Freedom (30). Stöbich confirma la aplicabilidad de los sistemas AGC Slow-Acting Front-End a los ICs y estudia un sistema dual que combina dos etapas Slow-Acting y Fast-Acting. Con este sistema dual, origen del actual Automatic Sound Management (ASM) de Med-El, obtenían los mejores resultados de discriminación verbal en un amplio rango de niveles sonoros e incluso en la presencia de ruido de fondo continuo (31).

CONECTIVIDAD INALÁMBRICA. AYUDAS TÉCNICAS

La tecnología de reducción del ruido incorporada a los ICs no puede llegar a compensar el empobrecimiento que se produce en la señal cuando se sobrepasa la distancia crítica² al interlocutor (32). El ruido y la reverberación afectan de una forma especialmente negativa más allá de la distancia crítica. En estas circunstancias, se hacen especialmente necesarios y eficaces los sistemas de FM conectados al procesador o de otros sistemas inalámbricos como el sistema de infrarrojos y la telebobina o lazo inductivo. Se ha incorporado en los últimos años la tecnología Bluetooth que permite la conexión del procesador a diferentes dispositivos electrónicos: teléfono, televisión, ordenador, MP3, sistema GPS, sistema FM, etc.

Los procesadores actuales llevan telebobina integrada o la opción de conectarla por medio de una entrada auxiliar. La posibilidad de conexión Bluetooth se habilita por medio de accesorios auditivos específicos o universales que se conectan de forma inalámbrica al procesador (figura 5). El entorno ruidoso, demasiado habitual, y el uso extendido de dispositivos electrónicos han convertido la disponibilidad de sistemas inalámbricos de conectividad en una necesidad. La posibilidad de acercar un micrófono al interlocutor es, muchas veces, la mejor o única solución para mejorar la relación señal/ruido (SNR) y hacer accesible la comunicación.



Figura 5

Ayudas técnicas. Conectividad inalámbrica del procesador CP920 de Cochlear. Imagen de procesador CP920 de © Cochlear Limited 2013.

CONCLUSIÓN

Los sistemas de IC han evolucionado en unas décadas como ninguna prótesis neural. Sin embargo, la variabilidad de resultados entre sujetos y las limitaciones en entornos ruidosos

2. Distancia crítica: punto en el que se igualan la intensidad del sonido directo y del sonido reverberante.

mantiene abiertos dilemas y retos tecnológicos y biomédicos tan complejos como los que se planteaban en los comienzos de esta técnica.

Blake Wilson propone, entre otras, las siguientes reflexiones: no presuponer lo que el cerebro necesita para una óptima percepción; reconocer que incluso las representaciones pobres pueden ser adecuadas para una recuperación significativa de la función; saber también que hay probablemente un umbral de calidad y cantidad de información necesaria que debe ser superada para que el cerebro trabaje eficientemente; respetar las enormes capacidades cerebrales y experimentar para crear una buena asociación entre cerebro y prótesis (19).

En esta última línea argumentan también Dave Moore y Robert Shannon:

“La optimización del beneficio de los ICs no depende sólo de la señal sino también de su acoplamiento al sistema auditivo central y de la habilidad del sistema auditivo y otras funciones relacionadas para aprender cómo extraer con más eficacia el significado de esa señal” (33, p. 690).

BIBLIOGRAFÍA

1. Wilson, B. S. Cochlear implants: Current designs and future possibilities. *J Rehabil Res Dev*. 2008 Dec 1; 45 (5): 695-730.
2. Clark, G. M. Research advances for cochlear implants. *Auris Nasus Larynx*. 1998 Jan; 25 (1): 73-87.
3. Hochmair-Desoyer, I.; Hochmair, E. S. An eight channel scala tympani electrode for auditory prostheses. *IEEE Trans Biomed Eng*. 1980 Jan; 27 (1): 44-50.
4. Helms, J.; Muller, J.; Schon, F., *et al.* Evaluation of performance with the Combi-40 cochlear implant in adults: a multicentric clinical study. *ORL J Otorhinolaryngol*. 1997; 59: 23-35.
5. Clark, G. M. The multiple-channel cochlear implant: the interface between sound and the central nervous system for hearing, speech, and language in deaf people -a personal perspective. *Philos Trans R Soc B Biol Sci*. 2006 May 29; 361 (1469): 791-810.
6. Wilson, B. S.; Lawson, D. T.; Finley, C. C.; Wolford, R. D. Coding strategies for multichannel cochlear prostheses. *Am J Otol*. 1991; 12 Suppl: 56-61.
7. Kohut, R. I., *et al.* Cochlear Implants. NIH Consensus Statement Online [Internet]. 1988 May. Report No.: 7 (2). Available from: <http://consensus.nih.gov/1988/1988CochlearImplants068html.htm>
8. Finley, C.; Holden, T.; Holden, L.; Whiting, B.; Chole, R.; Neely, G., *et al.* Role of Electrode Placement as a Contributor to Variability in Cochlear Implant Outcomes. *Otol Neurotol*. 2008; 29: 920-928.
9. Helbig, S.; Baumann, U.; Hey, C.; Helbig, M. Hearing preservation after complete cochlear coverage in cochlear implantation with the free-fitting FLEXSOFT electrode carrier. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. 2011 Aug; 32 (6): 973-979.
10. Skarzynski, H.; Lorens, A.; Matusiak, M.; Porowski, M.; Skarzynski, P. H.; James, C. J. Partial Deafness Treatment with the Nucleus Straight Research Array Cochlear Implant. *Audiol Neurotol*. 2012; 17 (2): 82-91.
11. Nguyen, Y.; Miroir, M.; Kazmitcheff, G.; Sutter, J.; Bendsidhoum, M.; Ferrary, E., *et al.* Cochlear Implant Insertion Forces in Microdissected Human Cochlea to Evaluate a Prototype Array. *Audiol Neurotol*. 2012; 17 (5): 290-298.
12. Hochmair, I.; Arnold, W.; Nopp, P.; Jolly, C.; Roland, P. Deep Electrode Insertion in Cochlear Implants: Apical Morphology, Electrodes and Speech Perception Results. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. 2003 Jan 1; 123 (5): 612-617.
13. Adunka, O.; Kiefer, J. Impact of electrode insertion depth on intracochlear trauma. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2006 Sep; 135 (3): 374-382.
14. Gani, M.; Valentini, G.; Sigrist, A.; Kós, M-I.; Boëx, C. Implications of Deep Electrode Insertion on Cochlear Implant Fitting. *J Assoc Res Otolaryngol*. 2007 Jan 11; 8 (1): 69-83.
15. Shepherd, R. K., McCreery, D. B. Basis of electrical stimulation of the cochlea and the cochlear nucleus. *Adv Otorhinolaryngol*. 2006; 64: 186-205.
16. Moore, B. C. J. Coding of sounds in the auditory system and its relevance to signal processing and coding in cochlear implants. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. 2003 Mar; 24 (2): 243-254.
17. Dorman, M. F.; Dankowski, K.; McCandless, G.; Parkin, J. L.; Smith, L. Longitudinal changes in word recognition by patients who use the Ineraid cochlear implant. *Ear Hear*. 1990 Dec; 11 (6): 455-9.

18. Clark, G. *Cochlear implants: fundamentals and applications*. New York: Springer; 2003.
19. Wilson, B. S. Toward better representations of sound with cochlear implants. *Nat Med*. 2013 Oct 7; 19 (10): 1245-1248.
20. Büchner, A.; Nogueira, W.; Edler, B.; Battmer, R-D.; Lenarz, T. Results from a psychoacoustic model-based strategy for the nucleus-24 and freedom cochlear implants. *Otol Neurotol Off Publ Am Otol Soc Am Neurotol Soc Eur Acad Otol Neurotol*. 2008 Feb; 29 (2): 189-192.
21. Di Lella, F.; Bacciu, A.; Pasanisi, E.; Vincenti, V.; Guida, M.; Bacciu, S. Main peak interleaved sampling (MPIS) strategy: Effect of stimulation rate variations on speech perception in adult cochlear implant recipients using the Digisonic SP cochlear implant. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. 2010 Jan 1; 130 (1): 102-107.
22. Firszt, J. B.; Holden, L. K.; Reeder, R. M.; Skinner, M. W. Speech Recognition in Cochlear Implant Recipients: Comparison of Standard HiRes and HiRes 120 Sound Processing. *Otol Neurotol*. 2009 Feb; 30 (2): 146-152.
23. Hochmair, I.; Nopp, P.; Jolly, C.; Schmidt, M.; Schosser, H.; Garnham, C., et al. MED-EL Cochlear Implants: State of the Art and a Glimpse Into the Future. *Trends Amplif*. 2006 Dec 1; 10 (4): 201-219.
24. Smith, Z. M.; Delgutte, B.; Oxenham, A. J. Chimaeric sounds reveal dichotomies in auditory perception. *Nature*. 2002 Mar 7; 416 (6876): 87-90.
25. Nopp, P.; Polak, M. From Electric Acoustic Stimulation to Improved Sound Coding in Cochlear Implants. In: Van de Heyning, P.; Kleine Punte A. (eds.), *Advances in Oto-Rhino-Laryngology* [Internet]. Basel: KARGER; 2009 [cited 2013 Nov 15], pp. 88-95.
26. Bahmer, A.; Baumann, U. New parallel stimulation strategies revisited: Effect of synchronous multi electrode stimulation on rate discrimination in cochlear implant users. *Cochlear Implants Int*. 2012 Jun 21.
27. Bonnet, R. M.; Frijns, J. H. M.; Peeters, S.; Briaire, J. J. Speech recognition with a cochlear implant using triphasic charge-balanced pulses. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. 2004 Jan; 124 (4): 371-375.
28. Zeng, F-G.; Grant, G.; Niparko, J.; Galvin, J.; Shannon, R.; Opie, J., et al. Speech dynamic range and its effect on cochlear implant performance. *J Acoust Soc Am*. 2002; 111 (1): 377.
29. Gifford, R. H.; Revit, L. J. Speech Perception for Adult Cochlear Implant Recipients in a Realistic Background Noise: Effectiveness of Preprocessing Strategies and External Options for Improving Speech Recognition in Noise. *J Am Acad Audiol*. 2010 Jul 1; 21 (7): 441-451.
30. Razza, S.; Albanese, G.; Ermoli, L.; Zaccone, M.; Cristofari, E. Assessment of Directionality Performances: Comparison between Freedom and CP810 Sound Processors. *Otolaryngol - Head Neck Surg*. 2013 Jul 9; 149 (4): 608-613.
31. Stöbich, B.; Zierhofer, C. M.; Hochmair, E. S. Influence of automatic gain control parameter settings on speech understanding of cochlear implant users employing the continuous interleaved sampling strategy. *Ear Hear*. 1999 Apr; 20 (2): 104-116.
32. Thibodeau, L. M. *Five Important Questions About FM Systems and Cochlear Implants*. ASHA Lead. 2006.
33. Moore, D. R.; Shannon, R.V. Beyond cochlear implants: awakening the deafened brain. *Nat Neurosci*. 2009 May 26; 12 (6): 686-91.

16.2.2. IMPLANTES COCLEARES. INDICACIONES Y RESULTADOS

CARLOS DE PAULA VERNETTA*, NOELIA MUÑOZ FERNÁNDEZ Y CONSTANTINO MORERA PÉREZ

INTRODUCCIÓN

En 2013 se cumplen 56 años de la colocación, en Francia, del primer implante coclear en el mundo como técnica eficaz para el tratamiento de la sordera (1957). El primero en España se realizó en 1985 y, desde entonces, la cifra ha aumentado progresivamente a lo largo de estos años.

El primer implante coclear en niños se intervino en la Clínica House en 1980. Se trataba de un niño de 9 años y en el año 1982 doce niños de edades comprendidas entre los 3,5 y 17 años fueron implantados (1). El implante House/3M obtuvo la aprobación de la FDA (Food and Drug administration) en 1984 para adultos y en 1986 para niños. En junio de 1990 el Nucleus-22 recibió la aprobación de la FDA para

* Carlos de Paula Vernetta. C/ Luis Santángel 19-5. 46005 Valencia. Teléfono de contacto: 645 800 252. drcarlosdepaula@gmail.com

Tabla 4

Formas de estimulación auditiva en nuestro medio

| OÍDO 1 | OÍDO 2 | EQUIPAMIENTO | ESTIMULACIÓN |
|---|----------------------------|-----------------------|---------------------------------|
| HNS Profunda | HNS Profunda | IC | IC Unilateral |
| HNS Profunda | HNS Profunda | IC + IC | IC Bilateral |
| HNS Profunda | HNS Severa | IC + PA | Bimodal |
| HNS Profunda | Audición útil con audífono | IC + PA | Bimodal Asimétrica |
| HNS Profunda | Audición útil con audífono | IC + Audición natural | SSD (single-sided deafness) |
| HNS de leve a moderada en las bajas frecuencias con una caída brusca a una pérdida auditiva profunda en las altas frecuencias | Audición útil con audífono | (IC + PA) + PA | Híbrida o EEA (electroacústica) |

poder ser implantado en niños de dos o más años. Progresivamente aumentó el número de implantados y ya a mediados de los 90 el número de niños implantados era mayor incluso que el de adultos (2).

Desde que hemos ido evolucionando en los métodos diagnósticos y en el desarrollo de estrategias de estimulación del oído (tabla 4), el número de pacientes subsidiarios de poder recibir un implante coclear ha ido incrementándose con el tiempo. Esta evolución ha implicado el intervenir pacientes con audición residual y con porcentajes de comprensión más elevados, al igual que la implantación de niños cada vez de menor edad y con anomalías cocleares asociadas.

Una de las causas de que los criterios de selección hayan ido cambiando es que los resultados han sido cada vez mejores, no solo motivado por el evidente desarrollo tecnológico, sino también por la mejoría de las técnicas quirúrgicas (3).

A pesar de los beneficios obtenidos con el implante coclear unilateral, muchos tienen dificultad para entender en ambientes ruidosos. El implante coclear bilateral va a proporcionarnos un doble beneficio a través de la capacidad de audición binaural: por un lado, la mejor comprensión en silencio y en ruido y, por otro, la capacidad de localizar el sonido.

CRITERIOS DE INDICACIÓN DE IMPLANTES COCLEARES

A pesar de que las indicaciones de los implantes cocleares están en constante evolución y cambio, se exponen a

continuación los criterios de indicación de implante coclear en dos poblaciones claramente diferenciadas: niños y adultos, según el Informe de Evaluación de Tecnologías Sanitarias AIAQS 2010/03.

CRITERIOS DE INDICACIÓN DE LOS IMPLANTES COCLEARES EN NIÑOS

(Informe de Evaluación de Tecnologías Sanitarias AIAQS 2010/03)

1. Hipoacusia neurosensorial bilateral de severa (pérdida auditiva 71-90 dB) a profunda (pérdida auditiva mayor de 90 dB) o total (pérdida auditiva mayor de 119 dB) en niños de 5 hasta 17 años. En menores de 5 años solo hipoacusias bilaterales profundas.
2. Hipoacusia prelocutiva, perilocutiva y poslocutiva.
3. Sin beneficio o con mínimo beneficio con audífono después de un periodo de prueba de 3-6 meses.
4. Evaluación psicológica y neurológica previa que confirme el beneficio que aportará el implante.
5. Estudios de imagen (TC, RNM o ambas) que confirmen que la cóclea puede alojar el electrodo y la presencia del nervio coclear.

CRITERIOS DE INDICACIÓN DE LOS IMPLANTES COCLEARES EN ADULTOS

(Informe de Evaluación de Tecnologías Sanitarias AIAQS 2010/03)

1. Hipoacusia neurosensorial bilateral de severa (pérdida auditiva 71-90 dB) a profunda (pérdida auditiva mayor

de 90 dB) o total (pérdida auditiva mayor de 119 dB) a frecuencias conversacionales (de 500 a 4.000 Hz).

2. Hipoacusia poslocutiva.
3. Sin beneficio o con beneficio mínimo con audífono tanto a nivel tonal como funcional (menos de un 40% en prueba vocal a 65 dB) después de un periodo de prueba de 3-6 meses.
4. Convicción del paciente de que la mejora auditiva que le aportará el implante le beneficiará personal y socialmente. Se recomiendan valoraciones personales, laborales y psicológicas previas.
5. Estudios de imagen (TC, RNM o ambas) que confirmen que la cóclea puede alojar el electrodo y la presencia del nervio coclear.

IMPLANTE COCLEAR EN NIÑOS MENOR EDAD

Es un hecho constatado que la implantación precoz genera una serie de ventajas en el desarrollo del lenguaje, al coincidir la estimulación aportada por el implante coclear con el periodo natural de maduración del sistema auditivo que comienza antes del nacimiento y alcanza su desarrollo alrededor de los 6 años. El implante coclear a partir de los 12 meses de edad fue aprobado por la FDA en el año 2000 (4).

Numerosos estudios han relacionado la edad de implantación con los resultados obtenidos. Kileny demostró que los niños implantados entre los 12 y 36 meses conseguían mejores resultados que aquellos implantados entre los 37 y 60 meses (5).

Las limitaciones vinieron dadas por la dificultad de establecer un diagnóstico preciso y por el riesgo anestésico que implicaba intervenir a un niño menor de 1 año. El sangrado intraoperatorio, la anatomía del nervio facial o la fijación del procesador podrían complicar el acto quirúrgico. Posteriormente se ha observado que en hospitales infantiles o de referencia, con personal entrenado y disponiendo de los medios adecuados, el riesgo anestésico y quirúrgico de un niño menor de un año era comparable al de niños mayores y adultos (6) y que, por tanto, no debería contraindicar, de forma absoluta, la intervención.

Se ha relacionado la implantación antes del año de vida con una mejor comprensión y un más rápido desarrollo del lenguaje (7), datos que en nuestra experiencia no hemos

observado. Si bien es cierto que con las medidas adecuadas y con un equipo preparado para solventar complicaciones no hemos tenido problemas derivados de la cirugía en niños menores de un año, es verdad que, salvo excepciones (ej. meningitis infantil con laberintitis osificante) no encontramos motivos suficientes desde el punto de vista pronóstico para intervenir un niño con una edad inferior a 1 año. De hecho la mayoría de nuestros niños se intervienen entre el primer y segundo año de vida.

IMPLANTE COCLEAR Y PRESERVACIÓN DE LA AUDICIÓN

Un número importante de estudios han mostrado que la preservación de la audición residual es un objetivo, no siempre alcanzable, para aquellos pacientes con un mayor grado de hipoacusia en frecuencias agudas y buenos restos auditivos en frecuencias graves. Para ello, distintos modelos de electrodos y un abordaje quirúrgico al caracol mínimamente invasivo (*soft surgery*) se han descrito ampliamente. El preservar esta audición permitirá realizar una estimulación electroacústica (con implante coclear y audífono en el mismo oído) (figura 6) generando importantes ventajas, tales como un mayor reconocimiento de palabras en ambientes con ruido de fondo, una percepción de la música más natural y otras situaciones donde la estimulación eléctrica quede limitada frecuentemente (8).



Figura 6
Procesadores de estimulación electroacústica.

Mientras que los pacientes con implante coclear pueden seguir el ritmo habitualmente, el reconocimiento de melodías es peor que el de un normoacúsico, especialmente cuando las señales rítmicas o líricas no están presentes. La estimulación electroacústica (EAS) puede beneficiar a este tipo de pacientes (8). Los pacientes candidatos a EAS deben reunir las siguientes características (figura 7):

- Edad igual o superior a 18 años.
- Hipoacusia neurosensorial poslocutiva leve-moderada en un rango de frecuencias inferiores a 500 Hz.
- Hipoacusia neurosensorial poslocutiva severo-profunda en frecuencias iguales o superiores a 1.500 Hz.
- Duración de la hipoacusia menor de 30 años.
- Discriminación de bislabas con audífonos en campo libre inferior a 50%, en condiciones de silencio y a 65 dB en la presentación de la señal.

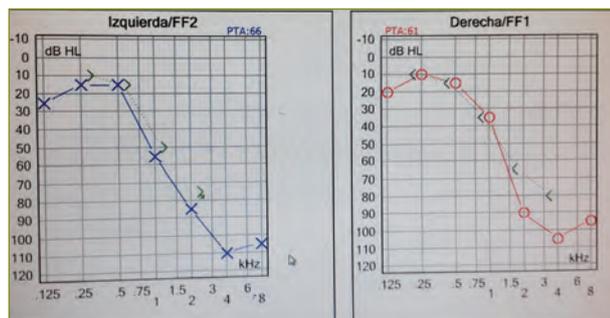


Figura 7
Ejemplo de audiometría tonal candidata a estimulación electroacústica (EAS). Hospital Universitario y Politécnico la Fe. Valencia.

EXTENSIÓN DE INDICACIONES

Implante coclear en sordera unilateral (SSD: Single-Sided Deafness)

Hasta ahora las modalidades de tratamiento de aquellos pacientes con sordera unilateral eran la abstención terapéutica, el uso de un implante de conducción ósea o el uso de un audífono con sistema CROS.

El implante coclear constituye una nueva alternativa en ciertos pacientes. Aunque existe poca experiencia, se

han publicado estudios comparando estos tres dispositivos en pacientes con sordera unilateral, encontrando una mejora significativa con el implante coclear frente al resto de opciones, sin existir interferencias del implante con el oído contralateral (9). Esto es indicativo de que es posible la integración entre la estimulación eléctrica y acústica incluso con una normoacusia contralateral.

En los niños con sordera unilateral se están realizando estudios para demostrar la eficacia que supondría la implantación coclear, tanto a nivel de integración auditiva como derivados del beneficio binaural (10). A pesar de esto, sabemos que un gran porcentaje de los niños con sordera unilateral presentan malformaciones cocleovestibulares y/o del nervio auditivo asociadas que en nuestro criterio van a reducir el número de candidatos óptimos a la implantación coclear.

Implante coclear en sordera unilateral y acúfenos

Aunque en la fisiopatología del acúfeno existen aún muchas lagunas, cada vez hay más evidencia de que este se podría deber a una alteración neuronal a nivel del sistema auditivo central. Al igual que el dolor generado en miembros amputados (dolor del miembro fantasma), el acúfeno parece estar relacionado con los intentos del cerebro de generar un reordenamiento neuronal ante una alteración de la percepción auditiva. Esta idea se refuerza con el hecho de que la pérdida auditiva frecuentemente se ve asociada a un acúfeno y que la mayoría de los pacientes con sordera súbita unilateral los padecen. Consecuentemente las estrategias de tratamiento han ido encaminadas a compensar la pérdida auditiva para atenuar el acúfeno (11), si bien en aquellos sujetos que están sordos el tratamiento con audífonos para mitigar el acúfeno resultará imposible.

La comprobación clínica de que los acúfenos en los implantados cocleares tienden a mejorar en un porcentaje elevado de los casos tanto en el oído homolateral como en el contralateral ha llevado progresivamente a que se propusiera el uso del implante coclear como tratamiento en aquellos pacientes con acúfenos incoercibles que no han mejorado con los tratamientos habituales. Estudios recientes (12, 13 y 14) han demostrado que al realizar un implante coclear en el lado del acúfeno se restauraría el *input* auditivo y, por tanto, la reorganización del sistema nervioso central. El tiempo de mejoría se estima en unos tres meses posteriores a la cirugía. Otra posible explicación sería que el propio beneficio

auditivo producido por el implante enmascarara el acúfeno y que, por tanto, este no fuera audible por el paciente.

Sin embargo, hay pacientes en los que esta mejoría no ha sido tan evidente e incluso algunos en los que su nivel de ruido se ha incrementado tras la cirugía, por lo que estudios a más largo plazo y limitando mejor el tipo de paciente a intervenir van a ser necesarios para poder establecer si verdaderamente va a ser beneficiosa la implantación.

Implante coclear bilateral

Los principales beneficios de la audición binaural son la mejor comprensión en ruido y la capacidad de localizar el sonido. Esto se debe principalmente a la supresión del efecto sombra de la cabeza y a los procesos de integración central de la palabra, como son la sumación binaural y el efecto de supresión de los ruidos (*squelch effect*). Los pacientes con implante coclear bilateral pueden beneficiarse de las ventajas de la binauralidad ya que al llevar dos implantes el sistema nervioso central puede diferenciar en tiempo, amplitud y señal los sonidos que llegan por ambos oídos consiguiendo localizar los sonidos y separar lenguaje del ruido, mejorando así la comprensión de la palabra hablada (15).

Además de los mencionados beneficios, la colocación de implantes cocleares bilaterales en niños prelinguales proporciona la posibilidad de estimular de una manera completa las vías y centros del sistema auditivo promoviendo, entre otros aspectos, el desarrollo bilateral del córtex auditivo, cuestión no alcanzable en el caso de una estimulación unilateral con un único implante coclear (16). Potencialmente el uso de implantes cocleares en los dos oídos podría limitar el empleo de otros tratamientos en un futuro. Este riesgo queda reducido con el empleo de las actuales guías de electrodos y técnicas quirúrgicas siguiendo principios para su implantación mínimamente invasivos. Por otra parte, como se ha demostrado en el tratamiento de adultos prelinguales, la capacidad de desarrollo del sistema nervioso central disminuye con la edad, por lo que una demora en el tratamiento en aras de posibles futuros tratamientos, es más que dudosa.

En el adulto, el implante bilateral es una opción, puesto que aunque se ha demostrado una mejoría en la localización de sonidos y de la audición en ruido, con una consiguiente mejoría de la comprensión del habla en ruido, los estudios de coste-beneficio no recomiendan su uso sistemático.

Respecto a la duda de realizar una implantación bilateral de forma secuencial o simultánea, los estudios muestran que es mejor indicar el implante simultáneo. En el caso de optar por una indicación secuencial el tiempo transcurrido entre ambas implantaciones debe ser el mínimo posible, para así facilitar el normal desarrollo de la actividad cortical. A través de estudios neurofisiológicos, se ha estudiado esta actividad cortical a los 3-4 años después de la activación de los implantes cocleares, observando que los niños tratados de una manera más precoz con implante bilateral simultáneo, o con mínimo tiempo entre ambos implantes, tenían unos parámetros de actividad cortical normales, mientras que aquellos en los que no, no presentaban una actividad cortical acorde a su edad (16). Estudios basados en el análisis de la evolución clínica (17) han demostrado que aquellos niños implantados bilateralmente de una manera secuencial precoz, entre 9 y 12 meses posimplantación presentaban unos niveles de audición y de lenguaje equiparable al de los niños normooyentes de su misma edad.

Nosotros, de acuerdo con lo expresado por Marcia Yuri Tsunura Kimura (18), adoptamos las siguientes premisas para la implantación coclear bilateral en niños y adultos:

1. Todos los niños con hipoacusia neurosensorial bilateral severo-profunda deben recibir, si las condiciones de salud y socioeconómicas del paciente lo permiten, un implante bilateral simultáneo.
2. En caso de implante secuencial, el segundo implante debe ser llevado a cabo, si se puede, en un intervalo menor de un año.
3. Aquellos niños implantados bilateralmente antes de los 4 años de edad tienden a alcanzar gran beneficio, disminuyendo su rendimiento hasta el 50% cuando la implantación bilateral se pospone entre los 4 y 7 años.
4. En niños a partir de los 7 años de edad, el implante bilateral (simultáneo o secuencial) está indicado en hipoacusias neurosensoriales severo-profundas con umbrales auditivos por encima de 80 dB (1.000, 2.000, 3.000 y 4.000 Hz) en el mejor oído sin beneficio con audífonos convencionales y siempre que no exista un importante deterioro cognitivo o un grado muy severo de autismo.
5. En niños mayores de 7 años con sordera prelingual el implante bilateral secuencial estaría indicado en hipoacusias neurosensoriales severo-profundas con umbrales auditivos por encima de 80 dB (1.000, 2.000,

3.000 y 4.000 Hz), con buen desarrollo del lenguaje, implantados precozmente del primero (recomendable antes de los dos años) y con un intervalo entre los dos implantes no mayor de 5 años, siempre que no exista un importante deterioro cognitivo o un grado severo de autismo. No obstante, el resultado del segundo implante siempre será variable, siendo fundamental en el pronóstico la estimulación acústica recibida antes de la implantación.

6. En sorderas poslinguales el implante bilateral secuencial está indicado en hipoacusias neurosensoriales severo-profundas con umbrales auditivos por encima de 80 dB (1.000, 2.000, 3.000 y 4.000 Hz), que ha usado el primer implante coclear durante al menos un año.
7. En individuos con hipoacusia neurosensorial y un déficit visual severo el implante coclear bilateral simultáneo o secuencial está indicado en hipoacusias neurosensoriales severo-profundas con umbrales auditivos por encima de 80 dB (1.000, 2.000, 3.000 y 4.000 Hz).

Implante coclear y neuropatía auditiva

La neuropatía auditiva (NA) es una forma de afectación de la audición caracterizada por una hipoacusia neurosensorial de moderada a profunda, progresiva o estable en la que la función de las células ciliadas externas está preservada (otoemisiones acústicas y microfónicos cocleares presentes), pero no existe estimulación adecuada de los centros auditivos (potenciales de tronco cerebral distorsionados o ausentes). La incidencia se ha estimado en un 10-14% de los niños diagnosticados de hipoacusia neurosensorial severo-profunda (19), aunque en nuestra experiencia este porcentaje es algo menor.

Los audífonos, en estos casos, tienen un beneficio limitado. El implante coclear aporta unos resultados variables, ya que cuando la lesión está en el propio nervio (ej. desmielinización), la estimulación eléctrica puede tener las mismas limitaciones que la acústica. La SCIC (Sydney Cochlear Implant Centre) presentó una serie de 80 niños con NA en la cual la mayoría obtuvieron buenos resultados (20). Esto sugiere que el 75% de las neuropatías se debe a una alteración de la función de la célula ciliada interna, mientras que el resto de casos se deben a una alteración a nivel de la sinapsis, nervio auditivo, núcleo coclear o vías auditivas centrales (20). Durante la selección del paciente tanto la RNM como los potenciales eléctricos intracocleares pueden ayudarnos

a saber qué pacientes van a obtener un mejor rendimiento con el implante coclear (21).

El uso de los potenciales auditivos corticales (CAEP) ha sido descrito por diversos autores en los casos de neuropatía auditiva como una herramienta eficaz para conocer el desarrollo cortical, la plasticidad neuronal y la funcionalidad. Rance demostró que aquellos niños con respuesta clara en los potenciales corticales eran aquellos que mayor beneficio iban a alcanzar con la implantación coclear (22).

Nosotros utilizamos los potenciales de tronco cerebral evocados tras estimulación eléctrica a través de ventana redonda a la hora de valorar el futuro beneficio de un implante en un paciente con neuropatía auditiva (figura 8).

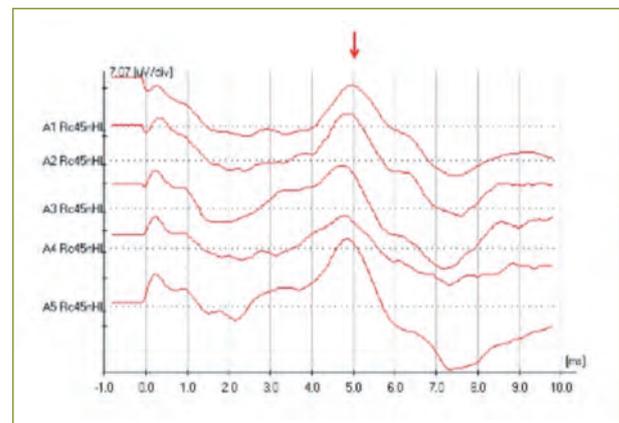


Figura 8

Potenciales de tronco cerebral mediante estimulación eléctrica (PT-CEE) en ventana redonda. Hospital Universitario y Politécnico La Fe. Valencia.

Enfermedad de Ménière

En nuestra experiencia el implante coclear obtiene buenos resultados en los pacientes con Enfermedad de Ménière bilateral e hipoacusia severo-profunda bilateral.

En algunos pacientes, la colocación de un implante coclear puede asociarse a una laberintectomía, técnica que se ha demostrado eficaz en el tratamiento de la sintomatología asociada a la Enfermedad de Ménière cuando han fallado el

resto de tratamientos convencionales. Aunque se han encontrado beneficios en la comprensión, disminución de crisis vertiginosas y mejoría del acúfeno (23), hay que ser cuidadoso e individualizar las indicaciones ya que, al tratarse habitualmente de casos con afectación bilateral, se pueden provocar importantes problemas de inestabilidad.

CONTRAINDICACIONES

Las contraindicaciones del implante coclear son por todos conocidas: malformaciones congénitas que cursan con una agenesia bilateral de la cóclea, ausencia de funcionalidad de la vía auditiva o presencia de enfermedades que originen una hipoacusia de tipo central, enfermedades psiquiátricas severas, enfermedades que contraindiquen la cirugía bajo anestesia general, ausencia de motivación hacia la implantación o incumplimiento de los criterios audiológicos. Sin embargo, existen situaciones que van a precisar un estudio exhaustivo antes de decidir si nuestro paciente puede ser subsidiario de un implante coclear o uno de tronco (IATC), teniendo siempre en cuenta que el implante coclear tendrá siempre unos resultados más predecibles en comparación con los del IATC.

Las contraindicaciones clásicas descritas en la literatura para la implantación coclear son las siguientes (24):

- Neurofibromatosis tipo 2.
- Schwannoma vestibular en un oído único.
- Otosclerosis coclear con extrema alteración de la morfología de la capsula ótica.
- Traumatismo coclear con disrupción del nervio auditivo.
- Enfermedad de Von Hippel Lindau.
- Enfermedad de Bourneville Pringle (esclerosis tuberosa cerebral).
- Neuropatía auditiva idiopática y por atrapamiento óseo (hiperostosis).
- Aplasia del nervio coclear o malformación coclear muy severa.

Schwannoma vestibular en un oído único

Casi en todos los casos va a ser posible implantar el oído contralateral o colocar en el oído afecto un audífono si la cirugía es demorable, por lo que la indicación directa de un IATC parece incorrecta. Además, es posible que durante la cirugía de extirpación del tumor se preserve la funcionalidad

del nervio, aunque se haya producido una completa pérdida de la audición, y se pueda colocar un implante coclear en la misma cirugía o en otra diferida en el oído operado. Por tanto, la indicación de IATC en estos casos se mantendría como último recurso (24).

Osificación coclear posmeningitis

En estos casos y una vez comprobado con pruebas de imagen (TC, RNM), la ausencia de permeabilidad coclear, el acceso utilizado debe permitir un buen abordaje a la espira basal coclear. Si no fuera posible la implantación, se puede intentar la colocación de un implante coclear con una doble guía de electrodos, aunque ciertos autores recomiendan convertir la cirugía en un abordaje translaberíntico y colocar un IATC (24).

Otosclerosis

Las complicaciones descritas son diversas: colocación del electrodo fuera de la cóclea como consecuencia del foco otospongíotico que nos puede simular una falsa cocleostomía, estimulación del nervio facial, fístula de líquido cefalorraquídeo, etc. Estas suelen ser más frecuentes en casos de severa afectación retrofenestral. Aún así, la indicación del implante coclear será la primera opción antes de valorar otro tipo de implante auditivo (24).

Trauma coclear

Tan pronto como el paciente esté recuperado desde un punto de vista general es necesario valorar la permeabilidad coclear y actuar con la mayor celeridad posible, ya que el riesgo de osificación coclear es evidente.

Disrupción del nervio auditivo

Nunca se ha descrito en la bibliografía la disrupción bilateral del nervio auditivo sin un desenlace fatal como consecuencia de un traumatismo.

Von Hippel Lindau

La enfermedad de Von Hippel Lindau se ha asociado a tumores del saco endolinfático y a posterior destrucción del laberinto. Se han descrito casos con buen resultado posimplantación coclear bilateral. Solo en caso de destrucción laberíntica estaría indicado un IATC (25).

Aplasia del nervio coclear y malformaciones cocleares

Sennaroglu describe la aplasia de Michel o la aplasia coclear como las únicas contraindicación absoluta de implante coclear, aunque describe que la hipoplasia coclear puede también contraindicar el implante, si no existe espacio suficiente para alojar la guía de electrodos. Muchos de estos casos se asocian con aplasia o hipoplasia del nervio coclear en las pruebas de imagen (26). El implante coclear puede ser una opción en casos de aplasia radiológica del nervio coclear, siempre que se hayan realizado previamente pruebas electrofisiológicas (potenciales eléctricos tras estimulación de ventana redonda) que nos confirmen la presencia de fibras auditivas (24, 27).

El uso de los potenciales auditivos corticales (CAEP) y en concreto la onda P1 ha mostrado resultados esperanzadores a la hora de determinar si un niño con aplasia o hipoplasia del nervio coclear puede ser candidato a un implante coclear (28).

CONCLUSIONES

Hoy en día los criterios de implantación coclear no solo incluyen sordera severo-profunda bilateral, sino también aquellos pacientes con audición residual y poco beneficio de las prótesis auditivas.

La estimulación electroacústica es una opción válida para aquellos pacientes con preservación de graves y caída en frecuencias agudas que no se beneficien de las prótesis auditivas.

El implante coclear bilateral, salvo contraindicaciones mayores, se ha estandarizado de elección en la última década, fundamentalmente en niños.

El implante coclear puede ser beneficioso en adultos en las sorderas unilaterales de reciente evolución y en casos de acúfenos severos asociados.

BIBLIOGRAFÍA

- House, L. E. Initial experience with the cochlear implant in children. *Annals of Otolaryngology, Rhinology and Laryngology Supplement* 1982; 91 (2): 67-73.
- Arts, H. A.; Garber, A.; Zwolan, T. A. Cochlear implants in young children. *Otolaryngologic Clinics of North America* 2002; 35 (4): 925-943.
- Waltzman, S. *Cochlear implant Candidates in Cochlear implants*. NY, USA: Thierme Medical Publishers; 2006.
- Cheng, A. K.; Grant, G. D.; Niparko, J. K. Meta-analysis of pediatric cochlear implant literature. *Annals of Otolaryngology, Rhinology and Laryngology* 1999; 108 (4): 124-128.
- Kileny, P. R.; Zwolan, T. A.; Ashbaugh, C. The influence of age at implantation on performance with cochlear implant in children. *Otology and Neurotology* 2001; 22 (1): 42-46.
- Roland, J.T. Jr.; Cosetti, M.; Wang, K. H.; Immerman, S.; Waltzman, S. B. Cochlear implantation in the very young child: long-term safety and efficacy. *Laryngoscope* 2009; 119 (11), 2205-2210.
- Holt, R. F.; Svirsky, M. A.; An exploratory look of pediatric cochlear implantation: is earliest always best? *Ear and hearing* 2008; 29 (4): 492-511.
- Turner, C. W.; Reiss, L. A.; Gantz, B. J. Combined acoustic and electric hearing: preserving residual acoustic hearing. *Hearing Research* 2008, 242 (1-2), 164-171.
- Arndt, S.; Aschendorff, A.; Laszig, R.; Beck, R.; Schild, C.; Kroeger, S.; Ihorst, G.; Wesarg, T. Comparison of pseudobinaural hearing rehabilitation after cochlear implantation in patients with unilateral deafness and tinnitus. *Otology and Neurotology* 2011; 32 (1), 39-47.
- Plontke, S. K.; Heider, C.; Koesling, S.; Hess, S.; Bieseke, L.; Goetze, G.; Rahne, T. Cochlear implantation in a child with posttraumatic single-sided deafness. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2013; 270 (5), 1757-1761.
- Del Bo, L.; Ambrosetti, U. Hearing aids for the treatment of tinnitus. *Progress in Brain Research* 2007; 166, 341-345.
- Van de Heyning, P.; Vermeire, K.; Diebl, M.; Nopp, P.; Anderson, I.; De Ridder, D. Incapacitating unilateral tinnitus in single sided deafness treated with cochlear implantation. *Annals of Otolaryngology, Rhinology and Laryngology* 2008; 117 (9), 645-652.
- Kleijnung, T.; Steffens, T.; Strutz, J.; Langguth, B. Curing tinnitus with a cochlear implant in a patient with unilateral sudden deafness: a case report. *Cases J.* 2009 May 18; 2: 7462.

14. Buechner, A.; Brendel, M.; Lesinski-Schiedat, A.; Wenzel, G.; Frohne-Buechner, C.; Jaeger, B.; Lenarz, T. Cochlear implantation in unilateral deaf subjects associated with ipsilateral tinnitus. *Otology and Neurotology* 2010; 31 (9), 1381-1385.
15. Brown, K. D.; Balkany, T. J. Benefits of bilateral cochlear implantation: a review. *Current opinion in Otolaryngology and Head and Neck Surgery* 2007; 15 (5), 315-318.
16. Gordon, K. A.; Wong, D.D.; Papsin, B.C. Cortical function in children receiving bilateral cochlear implants simultaneously or after a period of interimplant delay. *Otology and Neurotology* 2010; 31 (8), 1293-1299.
17. Wie, O. Language development in children after receiving bilateral cochlear implants between 5 and 18 months. *International Journal of Otolaryngology* 2010; 74 (11), 1258-1266.
18. Marcia Yuri Tsumura Kimura. Reflections on bilateral cochlear implants. *International Journal of Clinical Medicine* 2013; (4), 171-177.
19. Starr, A. Auditory neuropathy. *Brain* 1996; 119 (3), 741-753.
20. Gibson, W. Auditory neuropathy: an update. *Ear and Hearing* 2007; 28 (2), 102-106.
21. Teagle, H. F.; Roush, P. A.; Woodard, J. S.; Hatch, D. R.; Zdanski, C. J.; Buss, E.; Buchman, C. A. Cochlear implantation in children with auditory neuropathy spectrum disorder. *Ear and Hearing* 2010; 31 (3), 325-335.
22. Rance, G.; Cone-Wesson, B.; Wunderlich, J.; Dowell, R. Speech perception and cortical event related potentials in children with auditory neuropathy. *Ear Hear* 2002; 23 (3), 239-253.
23. Ramos, Á.; Polo, R.; Masgoret, E.; Artiles, O.; Lisner, I.; Zaballos, M. L.; Moreno, C.; Osorio, Á. Cochlear implant in patients with Sudden Unilateral Sensorineural hearing loss and associated tinnitus. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2012; 63 (1), 15-20.
24. Merkus, P.; Lella, F. D.; Trapani, G. D.; Pasanisi, E.; Beltrame, M. A.; Zanetti, D.; Negri, M.; Sanna, M. Indications and contraindications of auditory brainstem implants: systematic reviews an illustrative cases. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2013. Feb.
25. Jagannathan, J.; Lonser, R. R.; Stanger, R. A.; Butman, J. A.; Vortmeyer, A. O.; Zalewski, C. K.; Brewer, C.; Surowicz, C.; Kim, H. J. Cochlear implantation for hearing loss associated with bilateral endolymphatic sac tumors in von Hippel-Lindau disease. *Otol Neurotol* 2007; 28 (7), 927-930.
26. Sennaroglu, L.; Sarac, S.; Ergin, T. Surgical results of cochlear implantation in malformed cochlea. *Otol Neurotol* 2006; (27), 615-623.
27. Warren, F. M. 3rd.; Wiggins, R. H. 3rd.; Pitt, C.; Harnsberger, H. R.; Shelton, C. Apparent cochlear nerve aplasia: to implant or not to implant? *Otol Neurotol* 2010; 31 (7), 1088-1094.
28. Roland, P.; Henion, K.; Booth, T.; Campbell, J. D.; Sharma, A. Assessment of cochlear implant candidacy in patients with cochlear implant deficiency using the P1 CAEP biomarker. *Cochlear implants Int.* 2012; 13 (1), 16-25.

16.2.3. PROGRAMACIÓN IMPLANTES COCLEARES

ALICIA HUARTE IRUJO*

INTRODUCCIÓN

El objetivo de la programación es la activación del implante coclear, de forma que a través de esta tarea sea posible comprobar el correcto funcionamiento del dispositivo implantado, crear un mapa auditivo seleccionando diferentes parámetros, tales como el modo y tasa de estimulación, ancho de pulso, estrategia de estimulación, y finalmente activar los diferentes electrodos integrados en dicho implante coclear, con la finalidad de aportar a cada individuo en particular la mejor calidad de audición posible.

La realización de dicho proceso se lleva a cabo aproximadamente 3-4 semanas después de la cirugía, en la cual se colocaron los componentes internos del implante coclear. Así, en este momento se procede a adaptar los elementos externos del implante, constituidos fundamentalmente por micrófono-procesador y transmisor-bobina.

*Alicia Huarte Irujo. Departamento de ORL. Clínica Universidad de Navarra. Avda Pío XII, 36. Pamplona. 31008 Navarra. Teléfono de contacto: 948 255 400. Extensión: 4651. ahuarte@unav.es

Estos deben ser conectados al ordenador a través de un *interface*, para iniciar propiamente dicha programación (figura 9). Este proceso tiene una gran relevancia, pues asegura el apropiado funcionamiento del implante coclear. Una vez el sistema está conectado, hay que verificar el correcto funcionamiento del receptor y de los electrodos del implante coclear (partes internas). Para ello se miden las impedancias de cada uno de los electrodos colocados dentro de la cóclea, así como la de los electrodos de referencia ubicados en una posición fuera de la cóclea (extracoclear). Anomalías en dichas mediciones condicionan actuaciones posteriores.

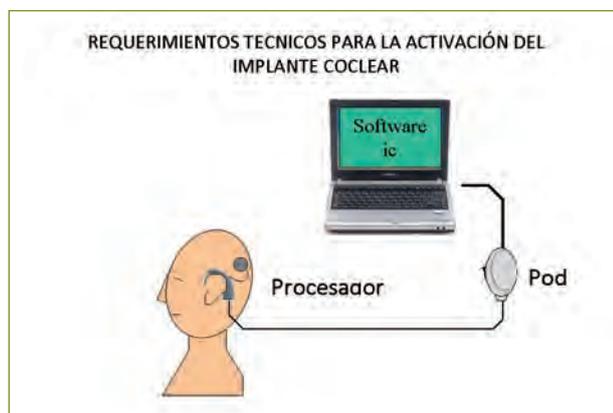


Figura 9

Requerimientos técnicos para iniciar la activación del implante coclear: ordenador con software de programación del implante coclear, interface que conecte dicho ordenador con el procesador de la palabra. Procesador de la palabra conectado al ordenador a través del interface y colocada la bobina transmisora en el sujeto implantado.

A continuación se seleccionan los diferentes parámetros para crear el mapa auditivo que se van a introducir en el procesador. Estos son: el número de electrodos que serán activados, el modo y tasa de estimulación, ancho de pulso y la estrategia de estimulación.

Antes de seleccionar los electrodos que serán activados es preciso conocer el número de ellos que se encuentran en una posición intracoclear. Al inicio de la programación es conveniente la realización de una radiografía de control que confirme que la guía de electrodos se encuentra en la cóclea

y permita contabilizar el número de electrodos presentes en la cóclea, dado que la activación de electrodos situados fuera de la cóclea puede dar lugar a efectos no auditivos, hecho importante en la programación de niños.

Otros parámetros a seleccionar son el modo y tasa de estimulación, ancho de pulso y la estrategia de estimulación. El modo de estimulación determina el flujo de corriente entre el electrodo activo/electrodo inactivo o de referencia. La tasa de estimulación o velocidad de estimulación es el número de pulsos por segundo liberados en cada electrodo y viene determinada por la estrategia de estimulación y número de electrodos. La estrategia de estimulación es el tratamiento de la señal, desde que esta es recogida como señal acústica a través del micrófono hasta que convertida en señal eléctrica es enviada a la guía de electrodos y se produce la estimulación de las fibras del nervio auditivo.

BASES DE LA PROGRAMACIÓN

La programación se inicia creando el mapa auditivo, que viene determinado por el umbral de audición y el umbral confortable para cada uno de los electrodos de que consta el implante coclear. Los umbrales del mapa auditivo dependen principalmente de la estrategia seleccionada y del modo y tasa de estimulación. Por lo tanto, dichos parámetros deben quedar fijados antes de iniciar la medición de los umbrales. Dichos umbrales varían de unos implantados a otros, dado que la cantidad de corriente eléctrica requerida para desencadenar sensación auditiva es distinta para cada persona implantada. Por todo ello, se puede afirmar que la programación exige un tratamiento individualizado o personalizado para cada implantado por parte del audiólogo.

En cuanto a la estrategia de estimulación, han sido descritas anteriormente cuáles son las diferentes posibilidades que ofrecen los distintos sistemas implantables (ACE [Advanced Combination Encoder], MP3000 Psychoacoustic model, CIS [Continuous Interleaved Sampling], HiRes [High Resolution], FS4 Fine Structure Processing, etc. [1, 2, 3, 4]). De forma general, se puede decir que la señal se divide por medio de filtros en diferentes bandas de frecuencia representadas en canales. Estos canales activan los electrodos correspondientes a dichas frecuencias. Por ello, cada tono está definido por su posición en la cóclea, denominada codificación de lugar o tonotópica. La periodicidad con que las

fibras del nervio son excitadas también influye en la percepción de los tonos, principalmente de los tonos graves (5). El objetivo final de las diferentes estrategias es conseguir una estimulación tonotópica, lo más parecida a la estimulación coclear normal. La cantidad de información presentada por una estrategia determinada y que es percibida por la persona implantada es menor que la percibida por una persona normoyente, no solo por la limitación del sistema en sí mismo, sino también por la limitación del propio implantado en relación al número de fibras neurales supervivientes (6).

En cuanto al modo de estimulación, cuanto más alejados estén el electrodo activo y el de referencia menores serán los valores de los umbrales del mapa auditivo, hecho que ocurre en una estimulación de tipo monopolar. Sin embargo, en una modalidad de estimulación bipolar, en la que la distancia entre el electrodo activo y de referencia es menor, se obtiene una mayor especificidad tonotópica en la estimulación, precisando mayores niveles de corriente (figura 10).

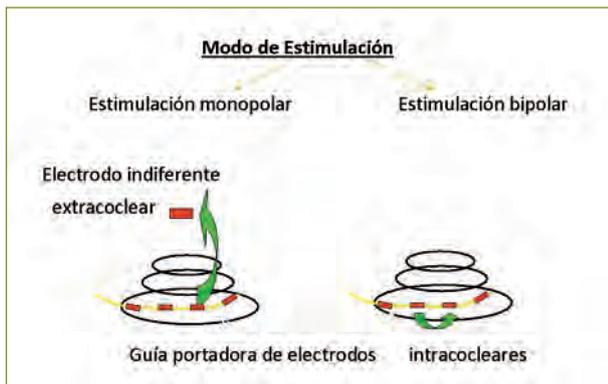


Figura 10

El modo de estimulación de las fibras del nervio auditivo a través del implante coclear puede ser una estimulación monopolar, en la que la fuente de la corriente, es decir, los electrodos activos se encuentran localizados en la cóclea y la referencia está localizada fuera de la cóclea. Cuando el electrodo activo y el de referencia están localizados en la cóclea, la estimulación se denomina bipolar.

En la creación del mapa auditivo, se define el umbral de audición como la mínima cantidad de corriente que produce una sensación auditiva consistente; es decir, es el sonido más suave que puede ser percibido por un paciente en cada

uno de los electrodos. El umbral confortable se determina como el máximo nivel de estimulación auditiva cómoda para la persona implantada. La diferencia de ambos umbrales delimita el rango dinámico de estimulación eléctrica o campo auditivo individualizado, propio de cada persona implantada. Las personas normoyentes tienen un rango dinámico de audición que oscila entre 80-100 dB (7, 8), mientras que el rango dinámico de estimulación eléctrica de las personas implantadas es más estrecho (9, 10). Una vez definidos los umbrales y antes de proceder a la creación del mapa auditivo, se debe balancear los diferentes electrodos. El objetivo es que el propio implantado tenga la misma sensación auditiva en cada uno de los electrodos consecutivos, aspecto que contribuye a que el paciente consiga una óptima percepción y producción de la palabra hablada. En niños de corta edad no es posible la realización del balanceo, ni tampoco resulta ser imprescindible para obtener unos resultados satisfactorios, tal y como lo demuestra Waltzman *et al.* (11). A partir de los umbrales conductuales obtenidos en las primeras programaciones, junto con los resultados determinados en las pruebas de telemetría neural durante el acto quirúrgico, se conformará el mapa auditivo y se procederá a activar el sistema.

TÉCNICAS SUBJETIVAS DE PROGRAMACIÓN

El método de programación y las dificultades surgidas durante este procedimiento varían dependiendo de diferentes factores como son: edad cronológica, edad mental, duración de la hipoacusia, experiencia auditiva previa con audífonos, etc. Así, en los adultos con hipoacusias poslocutivas, este procedimiento no entraña dificultades ya que comprenden la tarea que deben realizar y por medio de un gráfico van señalando su sensación auditiva desde que empiezan a oír hasta que están cómodos con el sonido. Sin embargo, en los niños, sobre todo en los de corta edad, la respuesta a la estimulación auditiva provocada a través del implante coclear se basa en la observación de la conducta frente al estímulo sonoro, determinando a través de ella los umbrales de audición y confortable de los distintos electrodos. La carencia de experiencia auditiva previa puede hacer que sus respuestas iniciales sean inconsistentes en las programaciones iniciales.

Para llevar a cabo esta tarea, se precisa de un ambiente propicio, con una sala en la que se disponga de una alfombra para situar al niño encima de ella, o mesa y silla de

tamaño apropiado para el paciente concreto que se va a programar. Es necesario un audiólogo que programe a través del ordenador el implante coclear, junto con un pedagogo o logopeda que dirija el juego o la tarea de determinación de umbrales. En el caso de los niños hay que tener disponibles varios juguetes que les gusten y motiven y el ambiente debe ser confortable (12). De este modo el audiólogo trabaja sobre el mapa auditivo propiamente dicho, mientras que el pedagogo o logopeda actúa más directamente con el niño, observando sus respuestas y condicionándolo al sonido.

Las primeras respuestas al estímulo auditivo en los niños de corta edad, son respuestas de observación de su conducta frente al estímulo presentado. Estas son variadas: giros de cabeza, modificaciones en su expresión facial, interrupción de la actividad que están desempeñando, dirigir la mirada al logopeda o pedagogo, cambio de succión del chupete, si está sentado sobre su padre/madre se apoya en el regazo de la persona que le tiene en brazos, risas o llanto o sorpresa ante el sonido. En cualquier caso, le resulte o no agradable el sonido que escucha, este no le provoca dolor, porque durante la cirugía se ha determinado el nivel del umbral confortable, a través del umbral del reflejo estapedial y/o la telemetría de respuesta neural. Ello permite ajustar los umbrales confortables sin provocar dolor. Los niños aproximadamente a partir de los 6 meses de edad miran hacia un muñeco que se mueva o se ilumine después de haber escuchado el estímulo sonoro. En los niños de edades superiores colaboran realizando una actividad al escuchar el estímulo sonoro. Así, insertan fichas, introducen fichas en cubos, etc.

En cuanto a la creación del mapa auditivo en los niños, se recomienda iniciar la activación de los electrodos de forma alterna para obtener información de distintas áreas de la cóclea y conocer la respuesta tonotópica de la misma a través de la estimulación de dichos electrodos. A continuación, se procede a la activación del resto de electrodos, por extrapolación, siempre con precaución y teniendo en cuenta la respuesta del niño al sonido. Hay niños, que no responden al estímulo sonoro hasta que este es elevado y les molesta, por lo que al realizar la determinación de los umbrales, hay que basarse no solo en las medidas subjetivas de comportamiento, sino también en las medidas objetivas neurales proporcionadas en la cirugía. Además el audiólogo que programa debe ser conservador, y así progresivamente incrementar los umbrales en la medida que observe una correcta adaptación al estímulo auditivo. En nuestra experiencia, al final

de la segunda semana de programación, el niño porta el mismo número de electrodos activos que los activados en un adulto. Progresivamente en la medida en que el niño se habitúa a los sonidos y adquiere experiencia con los mismos, se incrementa progresivamente el umbral confortable durante los primeros meses de utilización del implante coclear.

A partir de los umbrales conductuales obtenidos en las primeras programaciones, junto con las pruebas objetivas determinadas en el acto quirúrgico, se activa el sistema y se comienzan a utilizar los componentes externos, iniciándose la adaptación al entorno sonoro. En los niños durante estas primeras sesiones de programación del sistema, se debe incidir básicamente en dos áreas. La primera de ellas es la creación del mapa auditivo, con el consiguiente inicio de la estimulación auditiva; y la segunda es la orientación y adaptación del niño y de los padres a la nueva estimulación auditiva. El tiempo que se dedica a dichas sesiones es variable dependiendo principalmente del niño; se recomienda entre 3-5 sesiones durante la primera semana del inicio de la activación del sistema.

En cuanto a la orientación e información que se debe de facilitar a los padres, esta es crucial. Unos padres informados aprenden a buscar la respuesta al sonido que presenta su niño, no presentan un grado de ansiedad tal que repercute sobre su hijo y dan información precisa sobre el comportamiento de su hijo ante la estimulación sonora. Todo ello redundará en un mayor beneficio del sistema implantado en su hijo.

Pero ¿cómo saber si el umbral de audición alcanzado es suficiente? La audiometría tonal conductual en campo libre proporciona información sobre la respuesta en intensidad a las distintas frecuencias, y gracias a ella, los umbrales de los diferentes electrodos se modificarán si se considera necesario. Los umbrales registrados en la audiometría tonal liminar alcanzados por las personas implantadas varían, de forma que suelen estar comprendidos entre 25 dB y 40 dB en el rango de frecuencias conversacionales.

TÉCNICAS OBJETIVAS DE PROGRAMACIÓN

La utilización de medidas electrofisiológicas objetivas tales como los potenciales evocados auditivos de tronco cerebral, respuesta eléctrica del reflejo estapedial, valoración por telemetría de la respuesta neural y medida de las impedancias

eléctricas ayudan a la programación del implante coclear. Estas mediciones son especialmente valiosas para la programación de niños de corta edad cuya colaboración es limitada, y es necesario controlar y ratificar fallos en los dispositivos. Estas técnicas pueden realizarse antes, durante, o después de la cirugía, y son desarrolladas en el apartado “Pruebas objetivas en implantes activos del oído medio”.

Los potenciales evocados auditivos de tronco cerebral han sido estudiados por diversos autores (13, 14, 15) y han encontrado diferentes grados de correlación entre las medidas conductuales de los umbrales de audición y confortables y los resultados de los potenciales evocados intra o posoperatorios. Estos autores consideran que es un punto de partida válido en una población que presente dificultades durante la programación.

La observación visual, bajo control microscópico durante la cirugía, de la contracción del músculo del estribo, resulta ser una herramienta útil en la programación, ya que el umbral confortable conductual está próximo al umbral del reflejo estapedial (16).

Cada una de las técnicas aporta información sobre los umbrales del mapa auditivo, pero ninguna de ellas sustituye a las técnicas subjetivas, sino que las complementan.

ALMACENAMIENTO DE MAPAS AUDITIVOS

La versatilidad existente en los implantes cocleares actuales permite la posibilidad de tener introducidos y grabados en el procesador varios mapas auditivos con diferentes características. Si la persona implantada es adulta puede seleccionar el mapa a utilizar dependiendo de las situaciones del entorno sonoro: entorno ruidoso, escuchar de música... En la actualidad, determinados modelos de implantes cocleares seleccionan automáticamente el programa en función del entorno sonoro existente en un momento determinado, lo cual facilita el manejo del sistema implantado y lo hace más cómodo en su uso diario. Esta selección automática también está disponible en los procesadores de los niños.

PROBLEMAS EN LOS ELECTRODOS

La estimulación eléctrica a veces ocasiona percepciones no auditivas, tales como sensaciones táctiles, estímulos faciales,

siendo difícil su identificación sobre todo en la población infantil. Para la identificación de este hecho, el audiólogo ha de basarse en la visualización y en el estudio de la morfología del mapa auditivo, debiendo sospechar un mal funcionamiento ante la existencia en un electrodo de un rango dinámico restringido, frente a un rango dinámico amplio en los electrodos adyacentes (17).

Cuando un determinado electrodo del implante coclear está dañado, a causa de una rotura del cable, se produce un circuito abierto que genera una ausencia de sensación auditiva, independientemente del modo de estimulación seleccionado. Cuando dos electrodos determinados presentan un aislamiento defectuoso y forman un cortocircuito, sin que el electrodo en sí mismo esté afectado, hay una distribución de la corriente eléctrica anómala que afecta a los niveles de estimulación. En el mapa se observan niveles reducidos o elevados en relación al resto de los electrodos, si bien dicho fenómeno es difícil determinarlo en un modo de estimulación bipolar, siendo más fácil en una estimulación en tierra común (*common ground*).

Sin embargo, si el cortocircuito se establece entre un electrodo activo y uno inactivo o de referencia se producen cambios en la frecuencia e intensidad de la audición y también puede producir sensaciones táctiles-sensitivas. Asimismo, pueden presentarse problemas intermitentes que se manifiestan por importantes cambios en los niveles de los umbrales confortables de determinados electrodos aislados (18). La solución a los mencionados problemas pasa por la desactivación de los electrodos afectados.

¿QUÉ DEBEN CONOCER LOS PADRES Y FAMILIARES EN ESTA PRIMERA ACTIVACIÓN DEL IMPLANTE COCLEAR?

En primer lugar deben familiarizarse con los componentes externos del implante coclear. Así, deben reducir la precaución inicial que se tiene a todo aparato desconocido, aprender a manipularlo y comenzar a colocárselo a su hijo. En la medida en que el niño vea que sus padres lo aceptan, él también lo hará y tendrá una mejor adaptación al mismo. Cada uno de los diferentes sistemas existentes en el mercado dispone de alarmas que avisan del mal funcionamiento de los diferentes componentes externos. Los padres también deben conocer que la energía electrostática puede

producir problemas en los mapas almacenados en el procesador, llegando en algunas situaciones a borrarlos del mismo.

En cuanto al proceso de adaptación a la información auditiva aportada por un implante coclear, los padres deben conocer, que al conectar el procesador, la persona con una sordera prelingual ya implantada, se introduce en un entorno sonoro que desconoce, donde los diferentes sonidos carecen de significación para él, y por tanto necesita tiempo para madurar y otorgarles significado. Si la implantación es tardía, fuera del periodo crítico auditivo, los resultados serán menores y probablemente no se alcance una total comprensión del mensaje hablado.

SEGUIMIENTO

La programación del implante coclear es dinámica, por lo tanto, debe revisarse periódicamente, pues a lo largo de la evolución se producen cambios que requieren nuevos ajustes. Así, durante los primeros meses después de la implantación, en mayor o menor medida, se forma tejido fibroso alrededor del haz de electrodos que puede afectar al flujo de la corriente y en consecuencia a los niveles de los umbrales de audición o comfortable. Este hecho puede constatarse por las modificaciones de las impedancias de los electrodos en relación a la situación inicial (19).

Estas revisiones son esenciales dado que el adecuado funcionamiento del implante coclear es necesario para obtener los resultados esperados. En ellas se analizan los resultados auditivos, se estudia la evolución del lenguaje y, dependiendo de los resultados obtenidos en estas pruebas, se modifican los diferentes parámetros del mapa auditivo. Además estos controles permitirán detectar y diagnosticar fallos del equipo, facilitando así su pronta reparación.

En nuestro programa de implantes cocleares de la Universidad de Navarra, las revisiones se establecen al mes de la primera programación, al 3^{er} mes, al 6^o mes y semestralmente en los niños prelinguales hasta que alcanzan una edad aproximadamente de 10-12 años. En los pacientes poslinguales se lleva la misma pauta, pero a partir de los 2 años de utilización del implante coclear, se realizan revisiones anuales, aunque todos los pacientes deben acudir o ponerse en contacto con el centro implantador siempre que lo consideren necesario o tengan problemas con el funcionamiento

del sistema. Otros autores, como Shapiro y Waltzman (20), sugieren en los niños revisiones a las 2, 4 y 5 semanas, 3, 4, 5 y 6 meses, 2 veces entre los 6 y 12 meses y finalmente a los 12 meses; aunque modifican dichas revisiones según la edad de los niños (21).

BIBLIOGRAFÍA

1. Koch, D. B.; Osberger, M. J.; Segal, P.; Kessler, D. HiResolution and conventional sound processing in the HiResolution Bionic Ear: using appropriate outcome measures to assess speech-recognition ability. *Audiol Neurootol* 2004; 9: 214-223.
2. Kiefer, S.; Hohl, E.; Sturzebecher, T.; Pfennigdorff, W.; Gstoettner. Comparison of speech recognition with different speech coding strategies (SPEAK, CIS, and ACE) and their relationship to telemetric measures of compound action potentials in the Nucleus CI 24M cochlear implant system. *Audiology* 2001; 40: 32-42.
3. Bahmer, A.; Bauman, U. New parallel stimulation strategies revisited: Effect of synchronous multi electrode stimulation on rate discrimination in cochlear implant users. *Cochlear Implants International* 2013; 14.
4. Wilson, B. Strategies for representing speech information with I cochlear implants. *Cochlear Implants*. Philadelphia: Lippincott Williams-Wilkins, 2000.
5. Portillo, F. *Implantes cocleares*. Ed Masson, 2002; pp 43-62.
6. Nadol, J. B. Jr.; Young, Y. S.; Glynn, R. J. Survival of spiral ganglion cells in profound sensorineural hearing loss. Implications for cochlear implantation. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1989; 98: 411-416.
7. Nelson, D. A.; Schmitz, J. L.; Donaldson, G. S.; Viemeister, N. F.; Javel, E. Intensity discrimination as a function of stimulus level with electric stimulation. *Journal of the Acoustical Society of America* 1996; 100: 2393-2414.
8. Shannon, R. V. Psychophysics. In Tyler, R. S. (ed.), *Cochlear Implants: Audiological Foundations*, Whurr Publishers, 357-388, 1993, London.
9. Kalnins, L. A. E. *Threshold and comfort levels and impedance values for the US clinical trial of the Nucleus 24*. Cochlear Limited Technical Memo, TMO 138, 1998^a
10. Kalnins, L. A. E. *Threshold and comfort levels for the US paediatric clinical trial of the Nucleus 24*. Cochlear Limited Technical Memo, TMO 143, 1998^b.

11. Waltzman, S. B.; Cohen, N. L.; Gomolin, R. H.; Ggreen, J. E.; Shapiro, W. H.; Hoffman, R. A.; Roland, J. T. Open set speech perception in congenially deaf children using cochlear implants. *Am Journal Otol* 1997; 18: 342-349.
12. Shapiro, W. H.; Waltzman, S. B. Cochlear implant programming for children: the basics. In Estabrooks, W. (ed.) *Cochlear implants for kids*. 4: 58-68. Washington, D.C: A. G. Bell. 1998.
13. Brown, C. J.; Abbas, P. J.; Fryauf-Bertschy, H.; Kelsay, D.; Gantz, B. Intraoperative and postoperative electrically evoked auditory brainstem responses in nucleus cochlear implant users: implication for the fitting process. *Ear Hearing* 1994, 15: 168-176.
14. Kileny, P. R. Use of the electrophysiological measures in the management of children with cochlear implants: Brainstem, middle latency and cognitive (P300) responses. *Am J Otol* 1991; 12: 37-42.
15. Mason, S. M.; Sheppard, S.; Garnham, C. W.; Luttmann, M. E.; O'Donoghue, G. M.; Gibbin, K. P. *Improving the relationship of intraoperative EABR thresholds to T-level in young children receiving the Nucleus cochlear implant*. Innsbruck, 3rd International Cochlear Implant Conference, 1993.
16. Battmer, R. D.; Laszig, R.; Lenhardt, E. Electrically elicited stapedius reflex in cochlear implant patients. *Ear Hear* 1990; 5: 370-274.
17. Sainz, M. *Implantes cocleares*. Ed Masson, 2002; p 289-297.
18. Shallop, J. K. Objective electrophysiological measures from cochlear implants patients. *Ear Hear* 1993; 14: 58-63.
19. Swanson, B.; Seligman, P.; Carter, P. Impedance measurement of the Nucleus 22-electrode array in patients. *Annals of Otolaryngology and Laryngology* 1995; 104 (9, suppl. 166): 140-144.
20. Shapiro, W. H.; Waltzman, S. B. Changes in electrical threshold over time in young children implanted with the Nucleus cochlear prosthesis. *Otol Rhinol Laryngol* 1995; 1104 (Suppl 166): 177-178.
21. Waltzman, S. B.; Roland, T. J. Cochlear implantation in children younger than 12 months. *Pediatrics* 2005; 116.

16.2.4. PRUEBAS OBJETIVAS EN IMPLANTE COCLEAR

JAIME VIERA-ARTILES*, DANIEL PÉREZ-PLASENCIA, JUAN CARLOS FALCÓN-GONZÁLEZ, SILVIA BORKOSKI-BARREIRO Y ÁNGEL RAMOS MACÍAS

INTRODUCCIÓN

Las mediciones electrofisiológicas objetivas de los pacientes con implante coclear se pueden usar tanto de manera preoperatoria, como intraoperatoria y en el posoperatorio con diferentes propósitos incluyendo:

- Predicción de la supervivencia neuronal.
- Selección del mejor oído para el implante coclear.
- Predicción del beneficio potencial.
- Verificación de la integridad del dispositivo.
- Suplementar varias mediciones conductuales.

Resulta evidente la necesidad de evaluar la capacidad de estimular el nervio auditivo antes de realizar una cirugía de implante coclear (IC).

En las últimas décadas, se han establecido varios métodos psicofísicos y electrofisiológicos para examinar la integridad de la función del nervio auditivo y la conducción de la señal en las vías auditivas (1).

Podemos clasificar las pruebas en medidas objetivas fisiológicas y no fisiológicas.

MEDIDAS OBJETIVAS NO FISIOLÓGICAS

Impedancia de los electrodos

Una medida objetiva común usada para determinar la funcionalidad del dispositivo y de los electrodos es la impedancia (medida de la resistencia al paso de la corriente eléctrica). Las medidas de impedancia se ven afectadas por el electrodo-tejido interfase, la resistencia en el medio fluidos/tejido y la resistencia del contacto del electrodo y la guía. Es

* jaimevieraartiles@gmail.com

común encontrar anomalías en la impedancia como circuitos cortos (SC) o abiertos (OC) en los periodos intraoperatorios o posoperatorios. Estas alteraciones pueden afectar negativamente al rendimiento del paciente implantado y deberían ser identificadas tan pronto como fuera posible para un manejo clínico adecuado.

Los *softwares* de los implantes cocleares comercializados hacen relativamente sencillo identificar los SC y OC. La definición de OC y SC difiere ligeramente según el fabricante; sin embargo, un SC se caracteriza por una impedancia baja (1 K Ω o menos), y un OC tiene una muy alta impedancia (usualmente entre 20 y 30 K Ω). La prevalencia de SC u OC entre los usuarios de IC no está muy bien documentada ya que la alteración individual de un electrodo no es una causa usual de explantación del dispositivo. Por lo tanto, las alteraciones suelen solucionarse clínicamente inhabilitando dichos electrodos en los programas de procesamiento del habla, haciendo más difícil para el fabricante llevar un control de estos problemas.

Las investigaciones estiman que la incidencia aproximada de dispositivos con al menos un OC o SC posoperatorio oscila entre el 9% y el 19,7%. Se asume que dichas anomalías son causadas por burbujas de aire, que se absorben en el tiempo transcurrido entre la cirugía y la activación.

A pesar de la baja incidencia general de alteraciones en la impedancia intraoperatoria y la alta incidencia de resolución posoperatoria, se cree que realizar los test de impedancia en el momento de la cirugía sigue teniendo un valor clínico significativo. Los test intraoperatorios pueden ayudar a tranquilizar a las familias y a los clínicos de manera inmediata, al conocerse la correcta funcionalidad del dispositivo. También proporciona información anticipada al clínico sobre los problemas potenciales que pueden necesitar una gestión posoperatoria. Por último, este test intraoperatorio aporta una línea de base sobre el funcionamiento del dispositivo a lo largo del tiempo.

Dada la naturaleza variable del rendimiento entre usuarios de implante coclear, es importante monitorizar la impedancia de los electrodos durante el proceso quirúrgico y en diferentes citas tras la cirugía (2).

Voltaje Medio de los Electrodos

Los Voltajes Medios de los Electrodos (AEVs) son potenciales de superficie de campo lejano que se registran en electrodos del

cuello cabelludo durante la estimulación intracoclear a través de un implante coclear. Estos potenciales largos y típicamente bifásicos representan el artefacto asociado con la estimulación del electrodo. Por tanto, los AEVs no son potenciales neurales. Estas respuestas se registran rápidamente en el entorno clínico y no requiere que el paciente sea sedado o que participe activamente en la prueba. Los AEVs se usan clínicamente para proporcionar una evaluación objetiva del funcionamiento interno del dispositivo.

También pueden usarse para identificar un receptor/estimulador interno intermitente o no funcionando o para confirmar la presencia de electrodos mal funcionantes que han sido identificados a través de reportes del paciente. Estas quejas incluyen un tono anormal o percepción estrepitosa, calidad pobre de sonido, así como percepciones no auditivas como estimulación facial, mareos, plenitud auricular o dolor; falta de aumento del sonido, o rendimiento reducido del dispositivo, así como episodios de sobreestimulación.

Los AEVs también pueden ser usados para identificar electrodos malfuncionantes que no han sido identificados inicialmente por los reportes de los pacientes. Por ejemplo, en niños muy pequeños o niños con sordera congénita y falta de experiencia con los sonidos; luego es difícil en esta población identificar qué es un sonido anormal. Además esta población suele tener falta de habilidades expresivas como para comunicar adecuadamente la presencia de percepciones anormales.

También se ha demostrado que electrodos con funcionamiento anormal pueden no detectarse con las mediciones de impedancia clínicas, pero sí con AEVs. Lo que sugiere que, a las mediciones de las impedancias de los electrodos con *softwares* clínicos, los AEVs deberían usarse de forma rutinaria en la población pediátrica con implantes cocleares, particularmente como una medida basal para evaluar la función del electrodo sobre el tiempo (3).

MEDIDAS OBJETIVAS FISIOLÓGICAS

Potenciales auditivos evocados eléctricos

Los potenciales auditivos evocados eléctricos han sido registrados en diferentes guías de electrodos implantados. Estos potenciales incluyen la respuesta eléctrica del tronco encefálico

(EABR), la respuesta eléctrica de latencia media (EAMLR) y la respuesta eléctrica de larga latencia (ELAR) (figura 11). Los primeros estudios usaban dispositivos experimentales en adultos sordos y se enfrentaron con muchas dificultades a la hora del registro debido al artefacto del estímulo producido por la estimulación eléctrica (4).

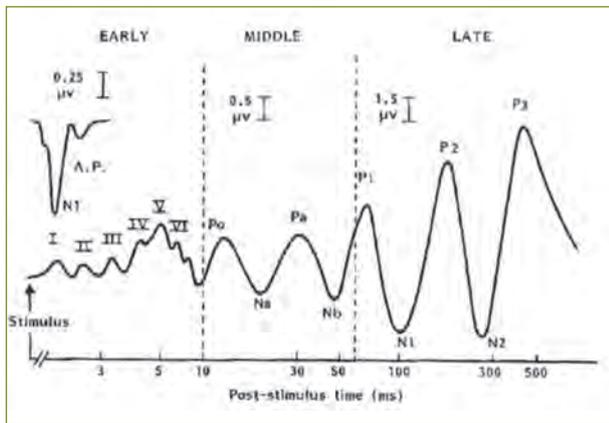


Figura 11
Potenciales evocados auditivos (McCormick, 1993).

En la literatura científica pueden encontrarse distintos enfoques para la extracción de artefactos, desde el uso de filtros lineales y no lineales hasta los patrones de sustracción de artefacto generados mediante diversos métodos. Para el registro multielectrodo con un gran número de electrodos de registro, la separación de las fuentes a ciegas, el análisis de componentes independientes y las técnicas de referencia diferencial optimizadas permiten la localización espacial de las fuentes y potenciales del artefacto, lo que hace posible seleccionar los electrodos menos afectados y extraer los componentes del artefacto de estos registros (5).

Potenciales de latencia corta

Desde los informes de Smith y Simmons sugiriendo que la amplitud y la pendiente de la función *input-output* de la respuesta eléctrica auditiva del troncoencéfalo está relacionada con el número de células supervivientes del ganglio espiral en la cóclea de los gatos, muchos autores han investigado los potenciales evocados eléctricos de latencia corta o de troncoencéfalo (EABR) buscando poder predecir la supervivencia del nervio auditivo y aplicar estos resultados en la

implantación coclear. Para comparar los diferentes estudios se definen varios parámetros de los EABR como son la pendiente, pendiente máxima, el ratio de crecimiento relativo y el ratio de crecimiento relativo máximo, medidas objetivas de la función *input-output* (4).

La maduración de las respuestas acústicas evocadas del troncoencéfalo (ABR) en niños normoyentes no está completa en el nacimiento sino que continúa durante los dos primeros años de vida. En particular se ha establecido que el decrecimiento en el ABR de la latencia de la onda V puede ser modelada como la suma de dos funciones exponenciales de descomposición con sus respectivas constantes tiempo entre 4 y 50 semanas.

Los hallazgos en el grupo de sordos de aparición temprana apoyan la teoría que las vías auditivas se mantienen “congeladas” durante el periodo de privación sensorial hasta que la rehabilitación del implante coclear restaura la cronología normal del proceso madurativo.

En niños con sorderas de aparición tardía, sin embargo, algún proceso madurativo debe ocurrir antes del inicio de la sordera, por consiguiente se requerirá menos maduración adicional durante los dos primeros años de uso del implante, resultando en cambios no significativos en las latencias de EABR durante este tiempo.

Los resultados sugieren que la plasticidad de las vías auditivas inducidas por la rehabilitación, en caso de privación auditiva tardía, tendrá de manera improbable resultados neurofisiológicos similares a aquellos observados en niños con privación auditiva temprana.

Se ha encontrado que los cambios en la latencia de la onda V de los EABR durante los dos primeros años de uso de implante coclear se pueden ajustar bien por la suma de dos funciones exponenciales de descomposición en niños con sorderas de inicio tardío, lo que va en línea con la maduración de la latencia de la onda V de los ABR en los niños normoyente en los primeros dos años de vida (6).

Potenciales de latencia media

Los potenciales evocados auditivos de latencia media han sido usados esporádicamente en audiología, en parte debido a su relativamente lenta maduración. Han sido utilizados para estimar la supervivencia de las células del ganglio

espiral, para elegir el oído a implantar y para evaluar las diferencias en el rendimiento de los pacientes.

Sin embargo, se conoce que estas respuestas proporcionan una aproximación muy cercana de los umbrales auditivos, en particular de frecuencias bajas. Estas respuestas están mediadas por vías sensoriales específicas, cuyo pico más reconocible (el Pa con una latencia de 30 a 35 ms con estimulación acústica en adultos) se genera en el córtex auditivo primario.

El equivalente eléctrico (EMLR) comparte muchas características con las respuestas acústicamente evocadas, no obstante su latencia es típicamente más corta.

Las respuestas de latencia media eléctricamente evocadas obtenidas de la estimulación de electrodos seleccionados del implante coclear pueden ser respuestas apropiadas para aproximar de manera cercana los niveles umbral al menos en adultos, así como los ABR eléctricamente evocados obtenidos con la estimulación de implantes cocleares y los umbrales de telemetría de respuesta neural (NRT) están típicamente más cercanos a los niveles de confort, que a los niveles de umbral.

Los potenciales de latencia media pueden ser registrados de forma fiable en adultos despiertos que estén en estado de relajación, lo cual evita los cambios en la respuesta inducidos por la sedación/anestesia o el sueño (7).

La mayoría de los estudios de los EMLR se han centrado en la habilidad para generar una estimulación adecuada del sistema auditivo central o para predecir mediciones conductuales relacionadas a las usadas para la programación, en vez de examinar la relación de los EMLR con el rendimiento de la percepción del habla. En un estudio se demostró la tendencia para mediciones de amplitud normalizada de EMLR mayores y umbrales menores para el complejo Na-Pa y su asociación con mayores habilidades en la percepción del habla. La habilidad auditiva puede que se refleje en los EMLR de los usuarios de implante coclear ya que la respuesta Na-Pa representa la actividad en el tálamo y el córtex auditivo primario (8).

Dentro de los seis primeros meses de uso del implante, la mayoría de los niños tienen EMLR detectables. En etapas tempranas del uso del dispositivo, las amplitudes de los

EMLR son menores en niños implantados por debajo de los 5 años en comparación con niños implantados a edades mayores; las amplitudes incrementaban a lo largo del tiempo en ambos grupos.

Las latencias después de 6 meses de uso del implante están alargadas en los grupos más jóvenes y disminuyen con el uso del implante. Los cambios de EMLR con el uso crónico de implante coclear sugieren una plasticidad actividad-dependiente del sistema auditivo central. Resultados sugieren que los patrones de la actividad eléctricamente evocada y el desarrollo en las vías tálamo-corticales auditivas dependerán de la duración de la privación auditiva que ocurra en la infancia temprana (9).

El umbral de los EMLR es menor que los umbrales de ECAP, pero están cercanos a los umbrales de las audiometrías conductuales. Los EMLR pueden aportar información de respuesta neural cercana a los centros auditivos, y pueden servir como método objetivo para evaluar el efecto de la rehabilitación auditiva.

Los EMLR también se ha investigado su uso para monitorizar la cirugía de implante coclear (10).

Potenciales evocados auditivos del córtex

La rehabilitación no sería posible sin la capacidad plástica de la corteza auditiva para adaptarse a la entrada eléctrica artificial de un implante. Se han observado evidencias de plasticidad cortical en el sistema auditivo en el cerebro adulto humano, lo que demuestra cambios estructurales y funcionales después de un entrenamiento auditivo intensivo. Se han obtenido pruebas adicionales de reorganización en el sistema auditivo humano a partir de usuarios de implantes cocleares que han experimentado sordera/deficiencia sensorial congénita y aferenciación eléctrica tras la implantación de una prótesis coclear.

Después de la implantación, los usuarios suelen presentar una actividad creciente en la corteza auditiva conforme se adaptan a las señales tras una privación auditiva prolongada. Al mismo tiempo, las cortezas de asociación auditiva muestran propiedades de respuestas modificadas, lo que sugiere que la pérdida de especialización funcional inducida por la sordera en áreas de asociación auditiva puede invertirse mediante implantación, al menos hasta cierto punto.

Los usos clínicos de potenciales evocados auditivos incluyen la estimación del umbral y su uso como índice electrofisiológico del desarrollo del sistema auditivo, la discriminación auditiva y la percepción del habla, y las ventajas del implante coclear, el entrenamiento auditivo o la amplificación.

Los potenciales evocados corticales pueden usarse para calcular el umbral, para inferir capacidades de discriminación y para señalar los efectos de la rehabilitación auditiva/aural, incluyendo las ventajas del implante coclear (11).

Adaptación neural y 'mismatch negativity'

El sistema de audición humano es capaz de detectar automáticamente sonidos nuevos en entornos ruidosos y complejos en niveles de preatención. Los estudios neurofisiológicos sugieren que hay dos posibles procesos corticales subyacentes a esta detección.

El primero es la adaptación neural, un fenómeno en el cual la respuesta neural disminuye a lo largo del tiempo en respuesta a estímulos repetitivos. La adaptación neural puede ser útil a la hora de representar sonidos complejos, al aumentar la precisión temporal y el contraste espectral. La adaptación neural puede reflejarse en el decremento de amplitud de la adición de respuestas neurales como los potenciales evocados auditivos (AEP), que pueden registrarse usando técnicas electroencefalográficas no invasivas. Los potenciales evocados auditivos tardíos generados en el córtex (LAEP) consisten en una serie de picos, incluyendo N1 (que ocurre con latencia de 100 ms) y P2 (que ocurre con latencia de 180 ms). En los LAEP se muestra una reducción en la amplitud de la respuesta seguida a estímulos repetidos. Algunos estudios previos sugieren que la adaptación neural es uno de los mecanismos principales para este fenómeno, aunque las propiedades refractarias neurales también juegan un papel importante.

El segundo proceso cortical es la negatividad discordante (*mismatch negativity* – MMN), un AEP relacionado con eventos. La MMN se deriva típicamente substrayendo las respuestas de AEP de los estímulos estándar (frecuente) de la respuesta a los estímulos aberrantes (infrecuentes) dentro de un rango de latencia entre 100-250 ms. Para MMN los estímulos estándar y aberrantes pueden diferir en términos de cualquier parámetro acústico (duración, intensidad, frecuencia, etc). Se cree que los MMN reflejan la detección automática (en estado de preatención) de las diferencias

entre la representación neural del estímulo estándar en la memoria y del estímulo aberrante de la información sensorial. Los MMN pueden servir como desencadenante para cambiar la atención hacia el estímulo aberrante.

Los MMN reflejan trazos de memoria a corto plazo, estas medidas sirven como índice para el rendimiento de un usuario de IC a niveles cognitivos auditivos. Por el contrario, la adaptación de los LAEP sirve como índice para la respuesta electrofisiológica del sistema auditivo central.

Los resultados de una adaptación menos prominente de LAEP y la ausencia de MMN en usuarios con rendimiento moderado-pobre de IC sugieren que una sordera de larga duración puede causar daños en el sistema auditivo tanto a niveles corticales como cognitivos.

Tanto las medidas de adaptación de LAEP como MMN pueden ser clínicamente útiles para usuarios de IC. Por ejemplo, monitorizar la plasticidad cerebral tras un implante coclear puede ser de utilidad en la programación de los parámetros del procesador, ayudando así a mejorar la percepción del habla. Estas mediciones objetivas pueden servir también para guiar la rehabilitación aural, como, por ejemplo, identificando el contraste preatentivo para usarlo en entrenamiento auditivo. Especialmente para usuarios de IC con poco rendimiento, el entrenamiento auditivo intensivo ha mostrado mejorar significativamente el reconocimiento del habla. Es útil conocer qué materiales de entrenamiento y qué métodos son los más efectivos; la adaptación de LAEP y las mediciones de MMN pueden proporcionar medios objetivos con los que evaluar los diferentes métodos de rehabilitación.

La medición de adaptación de LAEP se prefiere ante la MMN para indicar el rendimiento del habla en usuarios de IC. May&Tiitinen recientemente sugieren que los MMN son valiosos en el desarrollo de modelos de procesamiento de la información auditiva (13).

Potenciales auditivos de estado estable

Las respuestas auditivas de estado estable (ASSRs) son respuestas estacionarias a estímulos repetitivos como clicks, que presentan fase y amplitud constante con el tiempo. Las mayores respuestas se obtienen con frecuencias de estímulo en torno a los 40 Hz, pero también pueden detectarse respuestas fácilmente en la gama de los 20 Hz y los 80 Hz y

pueden medirse hasta los 2 Hz. Las respuestas a 40 Hz se ven atenuadas por el sueño o la sedación, cosa que no sucede con las respuestas en la gama de los 80 Hz. Se considera que la propia respuesta es la superposición de respuestas de latencia media (MLRs) y respuestas auditivas del tronco encéfalo (ABRs). Se pueden evocar ASSRs de mayor frecuencia a través de *tone-burst*, ritmos y tonos sinusoidales de frecuencia o amplitud modulada o ruido modulado. Para los estímulos modulados, es posible registrar las respuestas a estímulos simultáneos. Se utilizan las ASSRs para predecir umbrales auditivos en adultos y en niños, cuando las correlaciones con los umbrales conductuales determinados exceden 0,95.

Es posible registrar e interpretar EASSRs en usuarios de CI. Las propiedades de las ASSRs evocadas eléctricamente son muy similares a las de las respuestas evocadas acústicamente, incluyendo crecimiento de amplitud y latencias entre 40 y 80 Hz. Las EASSRs permiten la derivación de umbrales electrofisiológicos que tienen una correlación muy alta con los umbrales conductuales. En un futuro cercano, esta metodología podría permitir el desarrollo de paradigmas de ajuste objetivos de IC con una mejor correlación con los resultados de los ajustes conductuales (5).

Telemetría de respuesta neural (NRT)

Los potenciales evocados eléctricos de acción compuestos (ECAP) son una medida periférica y objetiva de la respuesta del sistema auditivo a la estimulación eléctrica. Usado por primera vez en pacientes con implante coclear en 1990, la capacidad de medición telemétrica de ECAP (Telemetría de Respuesta Neural o NRT) ha sido incluida en el implante Nucleus por Cochlear (Sydney, Australia) desde 1998. Actualmente, todos los IC disponibles en el mercado incluyen sistemas similares de telemetría. Al contrario de lo que sucede con otras mediciones electrofisiológicas objetivas como las respuestas a potenciales evocados auditivos de tronco-encéfalo, la obtención de los ECAP es rápida, no requiere la aplicación de electrodos externos y no se ve afectada por artefactos de movimiento, dando al sujeto libertad de movimiento durante la grabación.

Intraoperatoriamente, los ECAP se usan para evaluar la respuesta del sistema auditivo del paciente a la estimulación eléctrica inmediatamente después de la inserción intracoclear del electrodo del CI, que en combinación con las medidas

de impedancia, pueden evaluar la integridad de un IC y confirmar el correcto emplazamiento intracoclear de la guía de electrodos. Postoperatoriamente, ayudan en la programación del dispositivo aportando el valor de los umbrales para la creación de un MAP inicial, especialmente en niños muy jóvenes y en otras poblaciones de pacientes difíciles de programar.

No hay correlación significativa entre los valores obtenidos de las diferentes telemetrías intraoperatorias y el rendimiento de la percepción del habla. La ausencia de las mismas no indica necesariamente falta de estimulación (14).

Difusión espacial de excitación neuronal

La difusión de la estimulación eléctrica puede causar activación de tejido no auditivo o fibras nerviosas, como músculo o terminaciones vestibulares, particularmente a niveles altos de corriente, y pueden causar una gran amplitud atípica de las respuestas. Varios estudios previos han demostrado cómo afecta la localización del electrodo de registro a la medición de la amplitud de los ECAP, mientras que otras mediciones psicofisiológicas no se ven afectadas por ello. Por tanto, es importante entender cómo la estimulación y los parámetros de registro afectan a la robustez de los patrones de ECAP, particularmente si las medidas de ECAP se van a relacionar con mediciones perceptivas.

La difusión de la excitación neural dentro de la cóclea puede ser medida con ECAP en los usuarios de IC, usando un paradigma de *forward-masking* o enmascaramiento avanzado. Ciertos estudios recientes han intentado relacionar los patrones de ECAP con varias mediciones psicofisiológicas para evaluar el uso de los ECAP como predictor potencial de los resultados perceptivos en usuarios de IC, como el *forward-masking* psicofisiológico o el *electrode pitch ranking*.

Un método consiste en fijar la localización del estímulo y variar sistemáticamente la localización del electrodo de registro. Otro método más preciso para evaluar los patrones de excitación espacial de los ECAP usa un paradigma de *forward-masking*, en el cual se manda un pulso de prueba al electrodo fijo y el enmascarador varía sistemáticamente entre los electrodos restantes del haz.

Evaluar el efecto relativo de los niveles de estimulación y la localización de registro en los patrones de ECAP de difusión espacial (Spatial Spread-SS) y enmascaramiento espacial

(Spatial Masking- SM) para determinar cómo podrían influenciar esas variables la comparación con las medidas psicofisiológicas en usuarios de IC ha sido objeto de estudio. Las medidas de SS reflejan el volumen de conducción de la respuesta de los ECAP a lo largo de la cóclea, mientras que las medidas de SM reflejan el solapamiento relativo de la población neural reclutada por el enmascarador *versus* la prueba.

Las mediciones de ECAP han demostrado ser mucho más estables tras pruebas secuenciales repetidas, lo que sugiere la necesidad de promediar las medidas dentro de una sesión de prueba, como suele hacerse en las mediciones psicofisiológicas.

Es importante tener en cuenta la varianza en los patrones de SS y SM a la hora de relacionar estos tipos de estudios de mediciones de ECAP con mediciones psicofisiológicas (15).

Función de recuperación

Se ha teorizado que la recuperación neural está relacionada con la codificación temporal de los sonidos del habla. La función de recuperación de los potenciales evocados auditivos tardíos (LAEP) ha sido estudiada usando un paradigma enmascaramiento-prueba en adultos con sordera postlingual usuarios de CI y comparada con jóvenes normoyentes.

La velocidad mayor de recuperación de los LAEP en usuarios de IC se relaciona con mecanismos de adaptación anormal y juega un papel menor de los componentes con mayores latencias en los LAEP de los usuarios de CI. Otros mecanismos, como la regulación inhibitoria comprometida en el sistema auditivo y el efecto de la edad en los usuarios de IC, podrían también tener su papel (16).

La función de recuperación del nervio auditivo (REC) puede ser extraída de los potenciales evocados eléctricos de acción compuesta (ECAP), los cuales podrían estar influenciados por la estimulación recibida por el nervio y por la etiología de la pérdida de audición. Consecuentemente, los ECAP podrían afectar la REC.

Una forma de evaluar la habilidad de procesamiento temporal de un individuo con IC es medir las propiedades refractarias del nervio auditivo, es decir, la función de recuperación del nervio auditivo a través de la telemetría de respuesta neural (NRT). Las propiedades refractarias del nervio auditivo se extraen de la amplitud de la respuesta neural como una función

del intervalo entre el estímulo y el sonido de enmascaramiento (el intervalo interpulso o IPI), y pueden medirse por NRT usando el método de substracción. La variación del IPI permite la identificación del tiempo en el cual las fibras neurales permanecen en el periodo refractario. Varios estudios han mostrado la variación en los umbrales y la curva de crecimiento de la onda de amplitud en los ECAP entre individuos y etiologías (17).

Reflejo estapedio eléctricamente evocado

El reflejo de músculo estapedial puede ser desencadenado eléctricamente con un electrodo en el promontorio, o a través de canales específicos de un implante coclear. Se requiere muy poco tiempo con un paciente colaborador o sedado. Se ha sugerido que la saturación del reflejo puede ser indicativa de niveles de confort conductual. Sin embargo, como con cualquier técnica electrofisiológica, la ausencia de respuesta debe ser interpretada con cautela. Jerger, Jenkin, Fifer, and Mecklenburg (1986) describieron una técnica para obtener y promediar el eSRT de un paciente con IC multicanal. Describieron la habilidad para obtener respuestas de diferentes electrodos y demostrar la amplitud de crecimiento del eSRT.

El eSRT suele medirse por la estimulación individual de electrodos y manipulando la magnitud del estímulo para determinar el umbral de la contracción del estribo. Intraoperatoriamente, esta se puede identificar por observación directa, mientras que posoperatoriamente se detecta usualmente midiendo los cambios de inmitancia en el oído no implantado usando un timpanómetro clínico. El eSRT suele tener lugar en la región superior del rango dinámico eléctrico, entre los niveles M y los niveles de discomfort para una estimulación en electrodo único. También se ha reportado la correlación entre los niveles M para la estimulación multicanal.

El eSRT parece un buen método objetivo que se puede usar en la configuración de los niveles M. Sin embargo, una desventaja clínica es que no son medibles en alrededor del 30% de los sujetos (1).

Test eléctrico promontorial conductual

Es útil en adultos y en niños mayores, pero no se utiliza usualmente en niños pequeños. Este test se usa mínimamente para obtener umbrales y niveles de confort de varias

señales eléctricas enviadas por vía transtimpánica. La respuesta conductual puede usarse para verificar la integridad neuronal y ayudar en la selección del oído más apropiado para la implantación. Cuando no se obtiene respuesta en un oído a corrientes por encima de 1 mA, puede ser inapropiada la elección de dicho oído para el implante. El test promontorial puede usarse para medir la discriminación frecuencial, el TDL (Temporal Difference Limen) y la detección del gap interestímulo.

La realización de este tipo de medidas se ha llevado a cabo siguiendo diversos procedimientos. Se han realizado medidas de estimulación del promontorio preoperatorias usando una aguja fina, sin encontrar correlación entre los valores de umbrales medidos a través de la estimulación del promontorio con los valores de reconocimiento de frases una vez implantados, pero sí con los resultados obtenidos en la prueba de detección de hueco o identificación de frecuencias durante la estimulación del promontorio. También se han realizado estudios estimulando directamente en la ventana redonda reduciendo el número de falsos negativos, con umbrales menores.

En la población pediátrica, los resultados muestran que la electrococleografía en ventana redonda permite obtener con el mismo estímulo, información de la audición residual de las fibras nerviosas a frecuencias más bajas que lo que permite la estimulación en el promontorio.

A pesar de todo, unos bajos valores en el test del promontorio no tienen por qué excluir de la implantación coclear, pero sí que pueden ser de utilidad a la hora de ajustar las expectativas sobre los resultados esperados (1).

Microfonía coclear

En los últimos años, los criterios de indicación de implante coclear han cambiado en pacientes con audición residual funcional. En estos pacientes se puede intentar la preservación de la audición residual y el oído puede ser estimulado tanto acústica como eléctricamente. Este concepto de estimulación eléctrica y acústica (EAS) de un oído fue introducido por Von Illberg *et al.* y ha sido adoptado y modificado por muchos centros.

Se ha demostrado que la preservación de la audición residual es beneficiosa para el paciente, particularmente cuando el ambiente es ruidoso, aunque también en ambientes

tranquilos. Actualmente, aunque la mayoría de pacientes reciben implante coclear bajo condiciones estándar, hay al menos algo de audición residual sobre todo en frecuencias graves, que suele perderse durante la cirugía.

La preservación de la audición es necesaria para la EAS y no se consigue en todos los pacientes. Los reportes sobre las tasas de preservación van desde el 8% al 68% para preservación completa y del 83% al 100% para la preservación parcial de la audición dependiendo del procedimiento quirúrgico. Los mecanismos subyacentes que afectan a los umbrales de audición no se conocen completamente pero pueden incluir tanto, 1) traumatismo directo, es decir, un trauma como causa próxima de cambio de umbral, causando un deterioro inmediato del umbral, y 2) respuestas fisiológicas, por ejemplo, una reacción inflamatoria o formación de tejido intraescalar, causando deterioro del umbral retardado.

Una monitorización intraoperatoria del estado auditivo podría ser útil para dilucidar el transcurso de tiempo de las alteraciones del umbral y, por consiguiente, para distinguir entre trauma directo y efectos secundarios que llevan a un deterioro retardado de los umbrales en la implantación coclear. Esto es importante porque lo último puede ser prevenido con medicación.

Algunos criterios se deben cumplir para que llevar a cabo un proceso de monitorización adecuado: tiene que ser rápido, porque serán necesarias mediciones repetidas durante la cirugía. Tiene que ser sensible en las frecuencias bajas porque la mayoría de los pacientes con IC tienen la pérdida de audición en las frecuencias altas y medias pero audición residual en las frecuencias bajas. Podría ser específico para frecuencias y así ayudar a la identificación de los patrones de deterioro.

Las microfonías cocleares (CMs) son unos potenciales eléctricos muy tempranos que se generan por las células ciliadas y pueden ser registrados con electrodos colocados adyacentes a la cóclea. Al contrario que las otoemisiones acústicas, las células ciliadas externas e internas son la fuente de las CM, las cuales se creen que son la suma de los potenciales de sus receptores. En el marco clínico, las mediciones de CM son útiles para discriminar la neuropatía auditiva de otros desórdenes neurosensoriales auditivos. Las CM también han sido utilizadas para el diagnóstico de la enfermedad de Ménière.

Las mediciones de CM parecen ser óptimas para la monitorización intraoperatoria durante la implantación coclear. También Campbell *et al* encontraron recientemente que las CM son una medida sensible para detectar el trauma intracoclear en modelos animales.

Se ha descrito la técnica para monitorización frecuencia-específica del estado auditivo, capaz de la determinación intraoperatoria de los umbrales durante los procesos de implantación coclear. Es una técnica sensible para detectar el trauma coclear directo. Basándose en la evaluación de una serie de pacientes, las mediciones indican que la apertura de la cóclea no parece afectar los umbrales de audición y una proporción significativa de pacientes podría perder audición residual como resultado de efectos secundarios potencialmente tratables con terapia médica local (18).

BIBLIOGRAFÍA

- Shallop, Jon K. "Objective Electrophysiological Measures from Cochlear Implant Patients". *Ear and Hearing* 14.1 (1993): 58-63.
- Goehring, Jenny L. *et al*. "How Well Do Cochlear Implant Intraoperative Impedance Measures Predict Postoperative Electrode Function?". *Otology & Neurotology* 34.2 (2013): 239-44. Print.
- Hughes, Michelle L. *et al*. "Sensitivity and Specificity of Averaged Electrode Voltage Measures in Cochlear Implant Recipients". *Ear and Hearing* 25.5 (2004): 431-46. Print.
- Nikolopoulos, T. P. "Electric Auditory Brain Stem Response in Pediatric Patients with Cochlear Implants". *The American Journal of Otology* 18 (1997): 120-121. Print.
- Hofmann, Michael; Jan, Wouters. "Electrically Evoked Auditory Steady State Responses in Cochlear Implant Users". *Journal of the Association for Research in Otolaryngology* 11.2 (2010): 267-282. Print.
- Thai-Van, H. *et al*. "The Pattern of Auditory Brainstem Response Wave V Maturation in Cochlear-implanted Children". *Clinical Neurophysiology* 118.3 (2007): 676-689. Print.
- Kileny, Paul R. "Evoked Potentials in the Management of Patients with Cochlear Implants: Research and Clinical Applications". *Ear and Hearing* 28. Supplement (2007): 124S-27S. Print.
- Firszt, Jill B.; Ron D. Chambers; Nina Kraus. "Neurophysiology of Cochlear Implant Users II: Comparison Among Speech Perception, Dynamic Range, and Physiological Measures". *Ear and Hearing* 23.6 (2002): 516-531. Print.
- Gordon, Karen A.; Blake C. Papsin.; Robert V. Harrison. "Effects of Cochlear Implant Use on the Electrically Evoked Middle Latency Response in Children". *Hearing Research* 204.1-2 (2005): 78-89. Print.
- Wang, B. "Measurement of Electrical Evoked Middle Latency Response in Cochlear Implantation Operation". *Chinese Journal of Otorhinolaryngology Head and Neck Surgery* 3rd ser. 47 (2012): 196-201. Print.
- Sandmann, P. "Evaluation of Evoked Potentials to Dyadic Tones after Cochlear Implantation". *Brain* 132.7 (2009): 1967-979. Print.
- Cone-Wesson, B.; Wunderlich J. "Auditory Evoked Potentials from the Cortex: Audiology Applications". *Current Opinion in Otolaryngology & Head and Neck Surgery* 11.5 (2003): 372-77. Print.
- Zhang, F. *et al*. "Mismatch Negativity and Adaptation Measures of the Late Auditory Evoked Potential in Cochlear Implant Users". *Hearing Research* 275.1-2 (2011): 17-29. Print.
- Cosetti, Maura K. *et al* "Intraoperative Neural Response Telemetry as a Predictor of Performance". *Otology & Neurotology* 31.7 (2010): 1095-099. Print.
- Hughes, Michelle L.; Stille, Lisa J.. "Effect of Stimulus and Recording Parameters on Spatial Spread of Excitation and Masking Patterns Obtained With the Electrically Evoked Compound Action Potential in Cochlear Implants". *Ear and Hearing* (2010): 1. Print.
- Zhang, F. *et al*. "Recovery Function of the Late Auditory Evoked Potential in Cochlear Implant Users and Normal-Hearing Listeners". *Journal of the American Academy of Audiology* 20.7 (2009): 397-408. Print.
- Kutscher, K. *et al*. "Cochlear Implant: Correlation of Nerve Function Recovery, Auditory Deprivation and Etiology". *Pró-fono Revista De Atualização Científica* 4th ser. 22 (2010): 473-478. Print.
- Radeloff, A. *et al*. "Intraoperative Monitoring Using Cochlear Microphonics in Cochlear Implant Patients With Residual Hearing". *Otology & Neurotology* (2012): 1. Print.

16.3. IMPLANTES ACTIVOS DE OÍDO MEDIO

16.3.1. DESCRIPCIÓN DE LOS IMPLANTES ACTIVOS DE OÍDO MEDIO

CÉSAR ORÚS DOTÚ*, MARÍA DEL PRADO VENEGAS PIZARRO Y JULIA DE JUAN BELTRÁN

CONCEPTO GENERAL

Los IAOM son dispositivos auditivos electrónicos, total o parcialmente implantados quirúrgicamente, que transforman y amplifican las ondas sonoras en estímulos vibrátiles mecánicos que se aplican directamente sobre estructuras del oído medio o del interno (cadena osicular, membrana timpánica, platina o membrana de la ventana redonda).

El objetivo de los IOAM es incrementar la intensidad de la onda acústica que se genera de forma natural en oído medio, incrementando así la vibración sonora que penetra en la cóclea. Esta amplificación de la vibración natural de los elementos del oído medio se ha descrito como *vibroplastia*.

Estos implantes se indicaron originariamente en pacientes afectados de sorderas neurosensoriales con una cadena osicular normal y que no obtenían resultados satisfactorios con audífonos convencionales (1, 2, 3). En estos casos, el IAOM se anclaba habitualmente al yunque (cuerpo o apófisis larga) o al estribo produciendo un aumento de la vibración de la cadena, es la denominada *Vibroplastia tipo 1*. Posteriormente se ampliaron las indicaciones de los IAOM a pacientes con hipoacusias de transmisión y mixtas de causas muy diversas (1, 2), donde la cirugía reconstructiva ofrecía resultados pobres o poco estables, generalmente se trataba de cavidades quirúrgicas abiertas sin caja practicable. En estos casos, la amplificación se podía transferir tanto a la platina como a la membrana de la ventana redonda. La aplicación en membrana redonda fue objeto de controversia en sus inicios, dado que representa una estimulación inversa no natural de la cóclea (la vibración sonora penetra desde la rampa timpánica y progresa hacia la rampa vestibular. Sin embargo, los buenos resultados obtenidos han acallado en

cierto modo esta polémica (4). Más aún, en estos últimos años se ha ido todavía más lejos y se describe la posibilidad de aplicar la amplificación sobre restos osiculares, reconstruyendo en el mismo tiempo quirúrgico la cadena osicular con prótesis pasivas adaptadas para acoger al transductor del IAOM (5, 6). En estos casos, las prótesis pasivas actúan como un mero sistema de estabilización del transductor y no ejercen su papel habitual de transmisor del sonido. En la tabla 1 se describen todas las posibilidades de vibroplastia en función del tipo de hipoacusia y del lugar de aplicación del transductor.

Tabla 1
Tipos de vibroplastia

| HIPOACUSIA NEUROSENSORIAL | |
|--------------------------------|--|
| TIPO 1 | Anclada a cadena osicular intacta y móvil |
| HIPOACUSIA TRANSMISIVA O MIXTA | |
| TIPO 2 | Anclada a cadena osicular reconstruida y móvil |
| TIPO 3 | Anclada a cadena osicular defectuosa o fija |
| TIPO 4 | Anclada a platina fija (asociada a estapedo/ectomía) |
| TIPO 5 | Aplicada a membrana de ventana redonda |

PAPEL DE LOS IAOM

Los IAOM representan la última y más reciente aportación de la tecnología en el campo del tratamiento del deficiente auditivo. Se han diseñado para tratar un conjunto de pacientes en los que no se consiguen buenos resultados auditivos con los métodos tradicionales. En este sentido, hay que entender que estos dispositivos no tienen indicaciones exclusivas, sino que nacen como una alternativa que intenta mejorar los resultados que ofrecen las prótesis pasivas, los audífonos o los implantes osteointegrados.

Está ampliamente aceptado que los resultados auditivos a largo plazo de las osiculoplastias con prótesis pasivas no han mejorado substancialmente en estos últimos años a pesar de los avances en biotecnología (7). Este dato se debe a

* César Orús Dotú. Secretaria del Servicio de ORL (4ª planta) Hospital de Sant Pau. Mas Casanovas 90 08041 Barcelona. Teléfono de contacto: 670 27 10 85. E-mail: corus@santpau.cat

que la cirugía tiene capacidad de reconstruir los daños sufridos por la otitis crónica pero no puede solucionar los problemas subyacentes que generan la otitis media crónica. La persistencia de estos problemas ensombrece los resultados a largo plazo. La cirugía reconstructiva es una cirugía de la secuela y no de la causa que produce la otitis crónica. Está publicado que solo un 60% de las reconstrucciones parciales (PORP) y un 37% de las totales (TORP) tienen a 5 años un UDA (Umbral Diferencial Auditivo: diferencia entre el umbral vía aérea y vía ósea) de 20dB o menos (7).

Por otro lado, los audífonos tradicionales, a pesar de sus recientes mejoras, no siempre consiguen unos resultados auditivos óptimos. Se ha calculado que un 20% de hipoacusias requieren audífono, de las cuales un porcentaje importante no lo usa o está insatisfecho. Un 15% de los pacientes con hipoacusias moderadas-severas no toleran audífono y aproximadamente un 64% no están satisfechos (8).

Las limitaciones actuales de los audífonos y la cirugía reconstructiva han creado un grupo considerable de pacientes que o bien no los usan/operan o bien están descontentos con sus resultados. Este espacio ha sido cubierto por los IAOM. Hacía falta la aparición de nuevos dispositivos que aportaran nuevas soluciones para este espectro de pacientes.

COMPONENTES

Los diferentes modelos de IAOM actuales tienen elementos comunes, esto es: un micrófono, un audífono procesador, batería, una unidad receptora y un transductor.

Los diferentes tipos de IAOM se clasifican en función de si son total o parcialmente implantables y en función del tipo de energía que utiliza el transductor, piezoeléctrica, electromagnética o su variante la electromecánica (2, 9).

Los IAOM semi-implantables cuentan con elementos externos que permanecen fuera del organismo (micrófono, batería y audífono procesador) y otros que se implantan mediante un procedimiento quirúrgico (unidad receptora y el transductor). En los IAOM totalmente implantados, todos los componentes anteriormente citados son colocados internamente por medio de cirugía. Además, requieren de unos complementos para el ajuste del dispositivo de acuerdo con

las necesidades del paciente y para permitir recargar y controlar el funcionamiento del implante (2).

Los IAOM totalmente implantables ofrecen mayor libertad y comodidad que un sistema semi-implantable, ya que el paciente puede llevarlo en todos los ambientes y actividades, como la ducha, práctica de la natación, etc. No obstante, su carácter de implante total hace que cualquier complicación requiera de un abordaje quirúrgico. Por otra parte, es muy probable que los portadores de IAOM totalmente implantables deban someterse a futuras cirugías para el mantenimiento de las baterías o del micrófono. En un futuro se podrá precisar mejor este aspecto.

FUNCIONAMIENTO

Desde que el Finés Alvar P. Wilska (1, 2) en 1935 realizara las primeras investigaciones acerca de la vibración oscilar con partículas de hierro emplazadas en la membrana timpánica estimuladas con una bobina electromagnética, han ido apareciendo distintos modelos experimentales que han tenido suertes diferentes. Los primeros diseños comerciales aparecieron en el mercado hacia los años setenta y han servido de base para el desarrollo de los actuales dispositivos auditivos implantables.

Todos los IAOM tienen como objetivo implementar la vibración mecánica que estimula la cóclea si bien difieren en la energía utilizada por el transductor para conseguirlo. Se diferencian dos tipos fundamentales, los implantes piezoeléctricos (IPE) y los implantes electromagnéticos (IEM).

Los IPE funcionan introduciendo una corriente eléctrica en un cristal piezoeléctrico lo cual genera un cambio de su volumen y por ende una señal vibratoria, que aplicada sobre la cadena oscilar, la cual es capaz de estimular el oído interno. Los implantes piezoeléctricos son de dos tipos, monomorfos y bimorfos (2). Los monomorfos utilizan la contracción y la expansión directamente para producir un desplazamiento, mientras que los bimorfos utilizan dos piezas de materiales piezoeléctricos puestas una junto a la otra con polos opuestos, causando el doblamiento de la estructura. En la figura 1 se muestra el esquema de funcionamiento.

La principal limitación de los IPE es que la potencia de amplificación de la señal depende del tamaño del cristal. Los

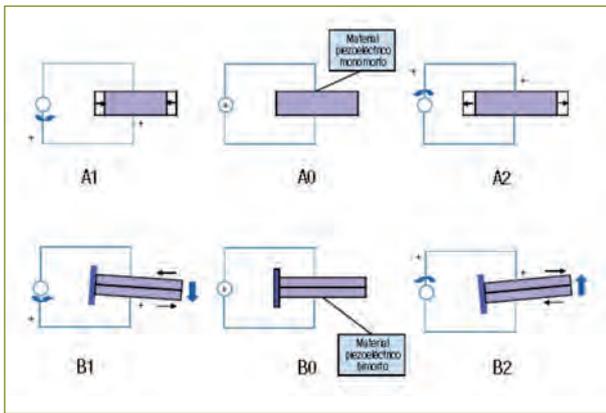


Figura 1

Representación del funcionamiento de un transductor piezoeléctrico monomorfo (A) y bimorfo (B). En las figuras A observamos que cuando se aplica un voltaje el material se contrae (A1) o se expande (A2) dependiendo de su polaridad. En las figuras B se observa cómo dos piezas piezoeléctricas de distinta polaridad se curvan hacia arriba (B1) o hacia abajo (B2) cuando se aplica un voltaje.

primeros modelos solo podían aplicarse pérdidas auditivas moderadas, en contraste con los nuevos diseños que llegan a tratar pérdidas más severas. Este tipo de implantes son inertes a los campos electromagnéticos, por lo que sus portadores tienen la ventaja de poder realizarse resonancias magnéticas.

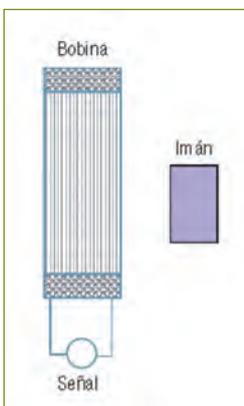


Figura 2

Representación esquemática de un transductor electromagnético. Las variaciones del campo magnético en la bobina generadas por una señal interactúan con el campo magnético estático del imán. De tal interacción se deriva un movimiento en el imán.

Los IEM (2, 9) funcionan (figura 2) pasando una corriente eléctrica dentro de una bobina lo cual genera un campo electromagnético que hace vibrar a un imán generalmente

de tierras raras (por ejemplo, samario cobalto). La bobina puede estar separada del imán o integrada en este. El imán o un pistón magnético se anclan a uno de los elementos móviles del oído medio-interno (tímpano, osículos o membrana redonda) que transfiere la vibración amplificada a la cóclea. En algunos modelos, la bobina se encuentra emplazada en un molde que se encaja en el CAE como si de un audífono intracanal se tratara.

El principal inconveniente de los IEM es que su potencia amplificadora es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia entre la bobina y el imán (por ejemplo, al doblar la distancia entre el imán y la bobina se produce una salida de un cuarto de fuerza). Es evidente que estos dos componentes deben mantenerse lo más próximos el uno al otro, para así conseguir un sistema más eficiente (2).

La transducción electromecánica (figura 3) es una variación de la electromagnética. Dado que la anatomía puede forzar variaciones relevantes en la distancia que separa el imán y la bobina, lo cual generaría fluctuaciones en la ganancia y en la respuesta tonal, en la transducción electromecánica la bobina y el imán se localizan en estrecha relación espacial y geométrica, precisamente para evitar este problema (2).

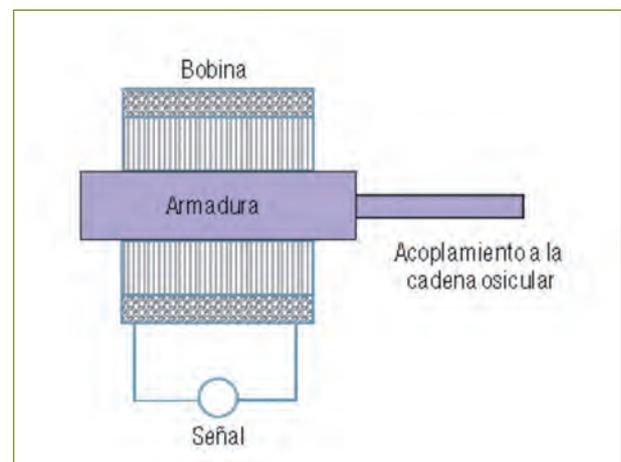


Figura 3

Representación esquemática de un transductor electromecánico, el cual transmite directamente un estímulo a la cadena osicular o la membrana de la ventana redonda, según se trate de las opciones ofrecidas por cada dispositivo.

Tabla 2

Comparativa de modelos de IAOM

| TD | Modelo /Compañía | HNS/HC | Estado | Tipo | FDA/CE mark |
|-----|---------------------------------------|--------|-------------|------|-------------|
| PE | Rion e-TYPE | Sí/Sí | Vigente | S | ¿? |
| PE | TICA Implex / Cochlear | Sí/No | Abandonado? | T | - |
| PE | Esteem/Envoymedical (USA)/Saint Croix | Sí/No | Vigente | T | Si/Si |
| EM | Smith Nephew Richards | | ¿? | S | - |
| EM | Resound | | ¿? | S | - |
| EM | Wilson Greatbach | | ¿? | S | - |
| EM | Sondtech direct system | Sí/No | Abandonado | S | - |
| EM | Ototronix direct system | Sí/No | Vigente | S | Si/¿? |
| EM | Vibrand Soundbrigde /Med-el | Sí/Sí | Vigente | S | Si/Si |
| EMC | MET-Carina /Otologics- Cochlear | Sí/Sí | Vigente | S/T | Inv/Si |
| EMC | CODACS /Cochlear | No/Sí | Vigente | S | No/Inv |

Leyenda:

TD: transductor; PE: piezoeléctrico; EM: electromagnético; EMC: electromecánico

HNS/HC: aplicable en hipoacusia neurosensorial/aplicable e hipoacusia conductiva

FDA/CE Mark: aprobación por la Food and Drugs Administration/agencia europea. Inv: en investigación

Tipo: S (semiimplantable)/ T (totalmente implantable)

Este transductor está encerrado en una caja implantada especial, principalmente de titanio. Los movimientos del imán dentro de la bobina se transducen a la cadena osicular del oído medio por acoplamiento directo. La energía mecánica producida por este tipo de implantes se transmite por una conexión directa del transductor electromecánico a la cadena osicular o al oído interno (2).

En la tabla 2 se muestran todos los modelos descritos con sus principales características. El tiempo ha mostrado que los IAOM que utilizan transductores electromecánicos/magnéticos han sido los que mejor aceptación han tenido y son los que se más se están implantando en todo el mundo.

VENTAJAS E INCONVENIENTES

Las ventajas, que son las señas de identidad de los IAOM, se derivan de cuatro grandes virtudes.

La primera se debe a que actúan aplicando la energía mecánica directamente sobre el oído medio-interno (cadena osicular o las ventanas), logrando así que la transmisión de la energía a la cóclea sea más eficiente, con menor distorsión acústica y sin el efecto oclusión que si se aplicara en el

conducto auditivo externo como es en el caso de los audífonos convencionales (3, 4). La ganancia ofertada (diferencia entre la intensidad de entrada y salida de la señal procesada) es más grande que con audífonos. Generan intensidades de salida hasta de 115 dB SPL lo que permite su uso en hipoacusias severas a profundas.

El segundo aspecto es que actúan sobre un rango de frecuencias muy amplio, dependiendo del modelo, que está comprendido entre los 400 Hz y los 10.000 Hz, con máxima eficiencia (10), en las frecuencias medias y altas (conversacionales). Esta mayor amplificación de las frecuencias altas se debe a la mayor separación entre el micrófono y el transductor. Sin embargo, su eficiencia respecto a los audífonos en frecuencias graves es más limitada. Este dato comporta que tenga muy buen rendimiento en las hipoacusias con grandes caídas en agudos (*slope sky*). Los pacientes implantados con IAOM refieren una mejor inteligibilidad del habla (especialmente en ambientes ruidosos), mejor calidad de sonido y una voz propia más natural.

El tercer aspecto beneficioso se deriva del hecho que los IAOM actúan tanto sobre el componente transmisivo como neurosensorial de la hipoacusia cubriendo un gran espectro de pacientes. Los sistemas auditivos implantables pueden

Tabla 3

Ventajas de los IAOM respecto a los audífonos

| item | Audífono | IAOM |
|----------------------|--|--|
| Molde y Oclusión CAE | Efecto oclusión Feedback acústico Infección de CAE Intolerancia Disfunción por cerumen o exostosis | No efecto oclusión Menor feed-back - - - |
| Distorsión sonido | Moderada | Leve |
| Calidad del sonido | Distorsión a altas intensidades | Más natural "sound like" |
| Rango frecuencial | ++ | +++ |
| Ganancia | ++ | +++ (especialmente en frec. Agudas) |
| Confort | ++ | +++ |
| Estética | Cierto estigma | discreto/Invisible |
| Aplicabilidad | Limitaciones | Universal (ducha, dormir, deporte) |

utilizarse para una gama más amplia de indicaciones que los audífonos convencionales, siendo particularmente útiles en el tratamiento de pacientes con pérdidas auditivas severas en frecuencias altas e hipoacusias mixtas. En general, y dependiendo del modelo, mejoran el umbral de audición unos 15 dB respecto a los audífonos convencionales (8), que corresponde a una mejora de más del 30% en la discriminación de la palabra hablada.

El cuarto y último aspecto beneficioso hay que buscarlo en la mejora cosmética de los IAOM y en su mayor aplicabilidad, especialmente en los totalmente implantables. Pueden utilizarse en situaciones cotidianas (ducha, playa, deportes acuáticos, dormir...) donde los demás dispositivos no pueden usarse o se usan con muchas limitaciones. Estos lo hace especialmente atractivos para pacientes jóvenes, atletas o nadadores y en general para cualquier persona que no quiere hacer visible que lleva un aparato que rehabilita su deficiencia auditiva. En la tabla 3 se muestran las ventajas de los IAOM respecto los audífonos.

Fruto de estas virtudes, la gran mayoría de pacientes portadores de IAOM refieren habitualmente un beneficio mayor respecto al audífono convencional que empleaban antes de implantarse. Este beneficio se hace más manifiesto en determinados aspectos como la facilidad de comunicación en condiciones favorables (en silencio), la disminución de la

reverberación del sonido de fondo y la disminución de la molestia o aversión generada por el ruido (9).

A pesar del amplio abanico de ventajas no debe olvidarse que los IAOM cuentan con inconvenientes destacables. El inconveniente más importante es el de precisar de un procedimiento quirúrgico con anestesia general para su implantación, su reparación o mantenimiento (recambio de baterías cada 10 años aproximadamente). También citar la complejidad de la cirugía, la posibilidad de daño sobre la cadena osicular, el riesgo de infección-contaminación del dispositivo y subsecuente explantación, la necesidad de recarga diaria de baterías y sobre todo su elevado coste económico. En algunos tipos de IAOM, la implantación comporta un pequeño incremento pero real de la hipoacusia de base que sufre el paciente. Y, por último, suponen una limitación para realizar RM por el efecto sombra que producen.

Estas desventajas hacen que todavía hoy los IAOM estén considerados como dispositivos de segunda línea y que deban indicarse solo cuando el paciente haya experimentado las limitaciones de los dispositivos clásicos de primera línea. Tampoco debe olvidarse que estos dispositivos están contraindicados en casos de infección permanente del oído medio, cuando la pérdida auditiva no es estable o cuando la discriminación del lenguaje sea muy baja, inferior al 60% (3, 8, 9).

MODELOS ACTUALES

Actualmente existen varios modelos IAOM comercializados, si bien están en diferentes fases de establecimiento. Los hay plenamente establecidos y autorizados por las instituciones sanitarias, otros que están en fase de investigación o de estudio y solo disponibles en determinados centros de referencia y, por último, algunos prototipos han sido retirados o se ha abandonado su desarrollo.

En este capítulo se van a describir en profundidad todos los dispositivos vigentes y solo se harán pequeños comentarios sobre los que han sido retirados o han quedado obsoletos.

Vibrand Soundbridge (VSB)

El VSB fue originariamente creado por la compañía americana Symphonix Devices en San José, California, y fue el primero en recibir la aprobación de la FDA (agosto 2000) para su aplicación en hipoacusia neurosensorial. Previamente ya había sido aprobada por la agencia Europea (CE-mark en marzo 1998). La empresa quebró pero la tecnología fue adquirida en marzo de 2003 por la compañía Med-EL, de Austria, que es la que actualmente lo comercializa con el nombre de Vibrand Soundbridge. Es el IAOM con mayor difusión en todo el mundo.

Componentes

El VSB es un IAOM electromagnético semi-implantable que consta de dos componentes principales:

1. Prótesis osicular vibrátil (VORP) implantada quirúrgicamente que contiene un imán, una bobina receptora, un paquete demodulador, un enlace conductor y un transductor de masa flotante (FMT, *floating mass transducer*) (figura 4).
2. Procesador de audio externo (figura 5) que contiene un micrófono, un procesador de señal electrónica de telemetría y una batería estándar 675 zinc-aire que alimenta el sistema. El audioprocesador ha evolucionado desde el modelo original analógico Vibrant P hasta el actual audioprocesador digital Vibrant Signia Unit de 8 canales.

La conexión entre el VORP colocado subcutáneamente en la zona temporal del cráneo y el procesador de audio externo se hace por imantación igual que sucede en los implantes cocleares.

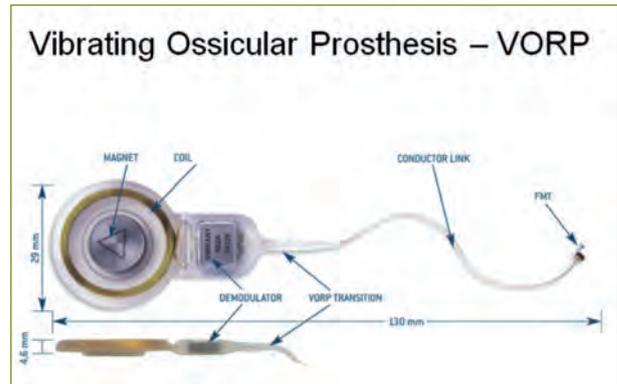


Figura 4

Composición y medidas del VORP del Vibrand Soundbridge



Figura 5

Procesador de audio externo del Vibrant Soundbridge. En la cara superior tiene un botón para el cambio de programa y un orificio para el micrófono. El cargador de baterías se abre lateralmente.

Implantación

Como la mayoría de IAOM, el VSB fue diseñado originariamente para el tratamiento de hipoacusias neurosensoriales. En estos pacientes es necesaria una mastoidectomía simple y una amplia timpanotomía posterior para anclar el FMT a la rama larga del yunque. La solidez de este anclaje condiciona en gran medida el rendimiento del dispositivo (figura 6). Precisa de material quirúrgico específico, esto es un fórceps, para que el anclaje sea lo suficientemente fuerte para transmitir eficazmente y lo suficiente amable para que no estrangule y necrose la apófisis larga del yunque. Además es necesario de una plantilla del VORP para verificar que el fresado de la calota temporal sea el adecuado y un medidor del grosor del cuero cabelludo para que la sujeción por imantación y la transmisión sea la idónea (figura 7).

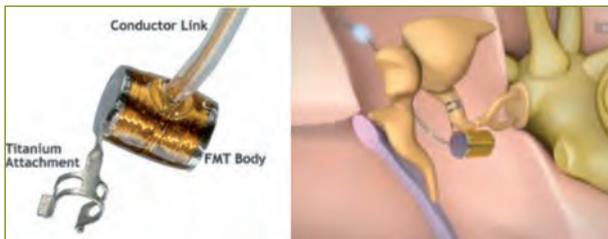


Figura 6
Detalle del FMT (floating mass transducer) del VSB anclado al yunque.

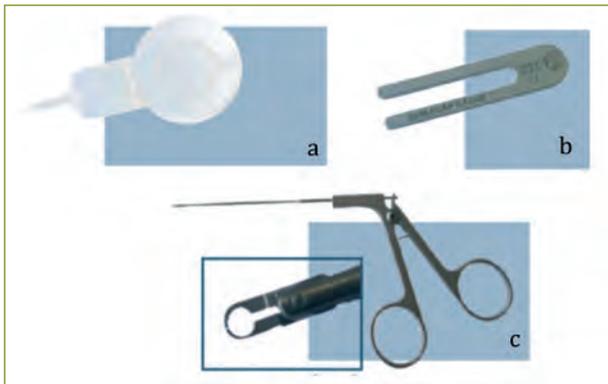


Figura 7
Material quirúrgico necesario para la implantación de un Vibrand Sound Bridge: a) Plantilla del VORP, b) Medidor de grosor cuero cabelludo y c) pinzas fórceps.

Aunque la implementación original fue para pacientes con pérdidas de audición puramente neurosensorial, desde hace unos años el VSB también ha sido utilizado como una opción de tratamiento para las hipoacusias auditivas mixtas y conductivas por diversas patologías (otosclerosis, malformaciones de CAE, fracasos de reconstrucción osicular, colesteatoma y cavidades quirúrgicas no ventiladas) (4, 5, 11). Parece ser que en estas indicaciones, es donde este dispositivo ha alcanzado su mayor difusión, especialmente en Europa. En estos casos, el FMT se puede anclar o bien directamente sobre la ventana redonda prescindiendo de la cadena osicular y transmitiendo toda la energía acústica a la cóclea a través de la rampa timpánica o bien a los restos osiculares presentes.

La vibroplastia sobre ventana redonda es la que cuenta con mayor número de casos, hay mayor experiencia y su cirugía está muy bien sistematizada. El primer caso se realizó en enero de 2005 y fue aprobada por la agencia europea TUV en 2007.

La vibroplastia sobre redonda suele indicarse en pacientes con cavidades quirúrgicas no funcionales con varios fracasos previos de reconstrucción osicular clásica y en los que se opta por implementar la onda sonora directamente sobre la membrana de la ventana redonda. En punto clave de la cirugía es conseguir un buen acoplamiento del FMT sobre la ventana, de manera que toda la superficie del FMT contacte paralelamente, a través de un fragmento de pericondrio interpuesto, con toda la superficie de la membrana de la ventana redonda (figura 8). Habitualmente hay que fresar los bordes del nicho y el hueso hipotimpánico adyacente para conseguir este buen acoplamiento. Posteriormente se recomienda utilizar piezas de cartílago entre el FMT y el hueso vecino para estabilizar el FMT y evitar que se desplace. Es una cirugía compleja, de detalle y que requiere de experiencia. En algunos casos, si no se consigue un buen acoplamiento, se puede utilizar un acoplador de ventana redonda (figura 9c).

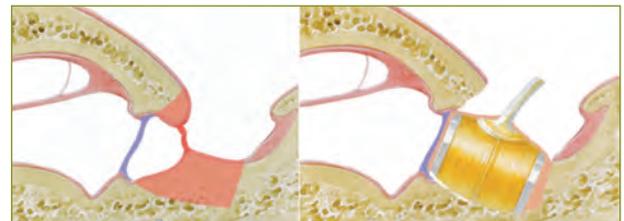


Figura 8
Vibroplastia con VSB a la membrana de la ventana redonda. En naranja la zona a fresar.

En agosto de 2010, la agencia Europea de homologación TUV, aprobó el uso del VSB aplicado sobre restos osiculares (4, 5, 10, 11). Se ha de tener presente que en estos casos son necesarios diferentes tipos de acopladores que permitan que el FMT quede perfectamente anclado y la transmisión de la vibración sea correcta. Estos acopladores son específicos para cada situación y en muchas ocasiones se han fabricado a partir de modificaciones de prótesis pasivas

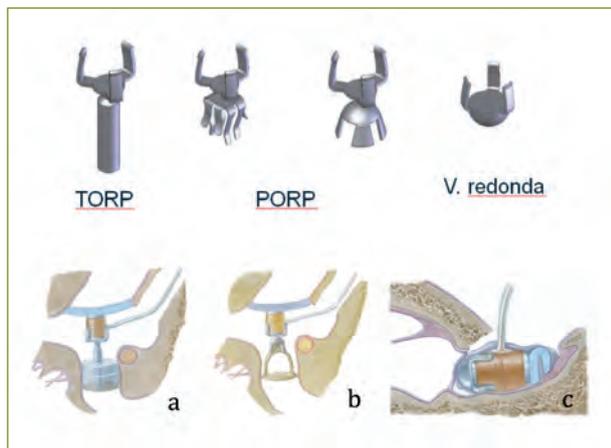


Figura 9

Diferentes tipos de acopladores para el VSB. a) Para ventana oval móvil (TORP), b) para estribo móvil (PORP) y c) para ventana redonda. Obsérvese que la porción superior del acoplador, el sustentador del FMT, es común en todos ellos.

existentes (TORP, PORP de Kurz®) (10, 11). Hay que saber que en estas reconstrucciones, las prótesis pasivas modificadas actúan como mero sistemas de estabilización del FMT y no ejercen función amplificadora alguna.

Los acopladores TORP se aplican sobre la platina y están contraindicados cuando está fija y obviamente no debe abrirse durante la implantación (4, 5). Además se aconseja colocar una pieza de cartílago entre el vástago y la ventana oval para estabilizar toda la reconstrucción. Los acopladores PORP se anclan al estribo y no deben utilizarse cuando sus cruras son frágiles o hipermóviles (4, 5).

En la figura 9 se muestran los acopladores más utilizados. Obsérvese que todos los acopladores tienen dos partes diferentes. La parte superior donde se ancla el FMT, el sustentador, que está constituida por tres láminas de titanio donde se coloca el FMT y un vástago en los TORP, o un clip o campana en los PORP, que pueden ser de medidas diferentes en función de la anatomía del paciente. Cabe decir que se trata, sin duda, de las cirugías más complejas. Además este dispositivo puede utilizarse también en el tratamiento de malformaciones de CAE y oído medio en pacientes pediátricos.

Aunque en este capítulo de la ponencia no se exponen los resultados auditivos, hay que conocer que el FMT está diseñado para imitar las respuestas vibratorias del oído medio. Mecánicamente puede estimular el oído medio en toda la gama de frecuencias sonoras relacionadas con el habla, si bien es menos eficiente en la transmisión de frecuencias graves (12). Los resultados presentados por las escuelas alemanas de Huttenbring y Zahnert (4, 5) muestran unos resultados muy buenos que otorgan a estas reconstrucciones complejas un futuro halagüeño.

Dispositivos Met y Carina

El MET (Middle Ear Transducer) fue creado por una compañía americana (Otologics LLC, Boulder, Colorado, USA) y concebido inicialmente como un dispositivo auditivo semi-implantable; posteriormente se diseñó su versión totalmente implantable, que se denominó CARINA. Las dos versiones conviven en la actualidad y siguen estando disponibles bajo petición. En 2012, la compañía australiana Cochlear compró la patente del dispositivo y actualmente está en su portafolio de productos.

El MET en el año 2000 y el Carina en 2006 han sido aprobados en Europa tanto en hipoacusia neurosensorial como mixta. No está aprobado su uso en pediatría.

Componentes

El MET (figura 10) es un IAOM semi-implantable que consta de 2 elementos (13):

- La parte implantable que contiene el transductor, la unidad receptora y el sistema de fijación del transductor.
- La parte externa que contiene el micrófono, la batería y el procesador. La unión entre partes se hace por imantación.

El Carina (figura 11) es un IAOM totalmente implantable y todos sus elementos se encuentran subcutáneos. El implante consta de dos partes: la cápsula electrónica y el MET. La cápsula electrónica contiene el micrófono, la batería, el imán, el procesador digital de señal y el conector. El MET puede convertirse en un Carina con un procedimiento quirúrgico sencillo. Requiere de una serie de accesorios externos para poder cargar las baterías y a su vez tiene un mando a distancia para en encendido y apagado del dispositivo y control del volumen (figura 12).



Figura 10
Detalle del MET. En la parte superior se muestra el audióprocesador externo y en la inferior la parte interna implantada.

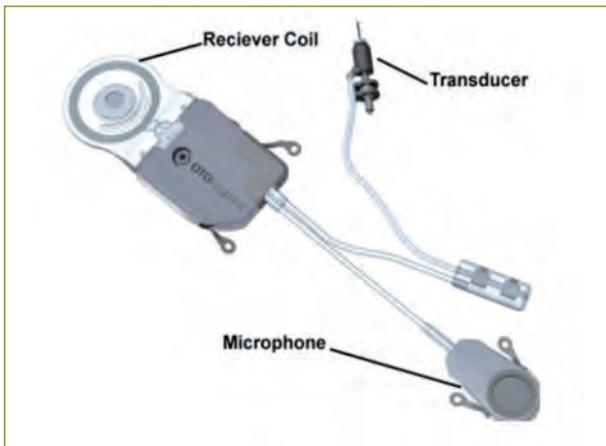


Figura 11
Detalle del Carina.

El implante original ha ido evolucionando de forma considerable a lo largo de estos últimos años para mejorar la fiabilidad y disminuir la tasa de fallo eléctricos internos que en el modelo original fue excesivamente alta. Hoy en día se está implantando nuevas generaciones de procesadores, de menor tamaño y gran fiabilidad (13, 14).

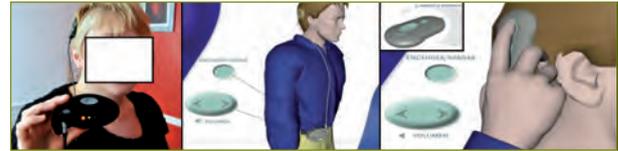


Figura 12
Accesorios del dispositivo Carina. Cargador de batería y mando a distancia. Obsérvese que el cargador de batería puede ajustarse al cinturón del paciente durante el proceso de cargado permitiendo hacer sus actividades cotidianas. El mando a distancia se usa cuando el dispositivo no se está cargando y es necesario aproximarlos sobre el que cubre el implante.

Es actualmente el IAOM totalmente implantable más utilizado en Europa y con el que ya se empieza a tener una experiencia considerable (más de 400 casos).

Implantación

Antes de la implantación es imprescindible la realización de un estudio de imagen con una TC (imagen 13) que establezca que hay espacio suficiente en la mastoides y el epitímpano, y sobre todo que muestre que la fosa media está lo suficientemente alta para poder alojar el transductor y su fijador. Los casos con duramadre del lóbulo temporal baja, seno

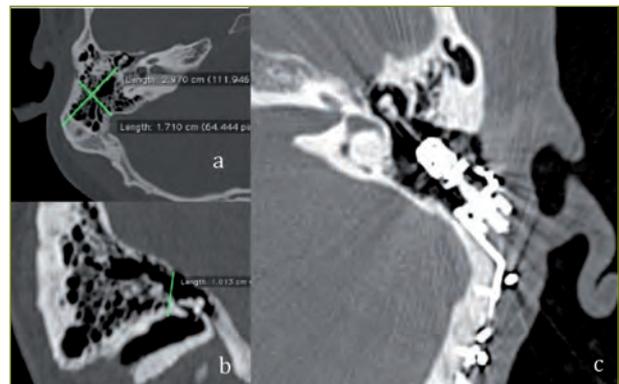


Figura 13
Estudio de imagen prequirúrgico. a) Medidas de la mastoides, b) Altura de la fosa media, c) Carina implantado (imágenes cedidas por el Dr. J. Gisbert, Hospital de la Ribera).

lateral muy procidente o grandes mastoides muy neumatizadas representan los mayores retos quirúrgicos.

En términos general hay que considerar que la implantación de estos dispositivos es compleja, “muy artesana” y difiere según el tipo de hipoacusia que se quiera rehabilitar. En las hipoacusias neurosensoriales, el transductor se aplica sobre el cuerpo del yunque a través de una mastoidectomía rectangular limitada que se amplía hasta el ático exponiendo la porción craneal del cuerpo del yunque (figura 14). Es necesario estabilizar el transductor a través de un soporte de titanio de cuatro patas que se ancla con tornillos a los bordes de la mastoidectomía. El punto clave es conseguir un buen contacto de la punta del transductor con el cuerpo del yunque. Originariamente se utilizaba un láser diodo (1,6-2 W) 19 para crear una pequeña excavación de aproximadamente 1 mm en el cuerpo del yunque. Problemas de necrosis y granulación han hecho evolucionar la técnica y actualmente, tal y como describe Gisbert, solo se aproxima la punta del transductor al cuerpo del yunque. Gracias a un micromanipulador se puede ajustar la presión necesaria (figura 14b). La cadena osicular no ha de ser desplazada demasiado de su posición central por el transductor para no causar una tensión de los ligamentos de suspensión y, por lo tanto, un déficit de transmisión. Además una vez establecido el contacto, se dispone de un software que mide y asegura que la transmisión de la vibración sea la correcta. Por último, ha de labrarse un lecho en la escama temporal para alojar el procesador.

En las hipoacusias mixtas, igual como sucedía con el VSB, las posibilidades son múltiples en función de la anatomía y de los restos osiculares. Puede aplicarse el transductor

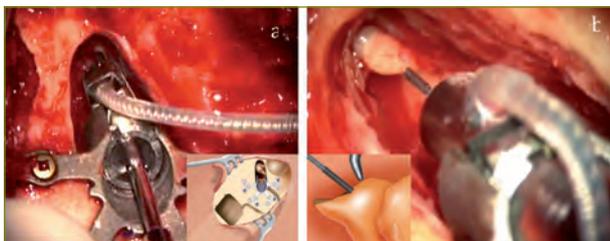


Figura 14
Implante Carina en hipoacusia neurosensorial. a) Transductor fijado en el soporte b) Detalle de la punta del transductor (imágenes cedidas por el Dr. J. Gisbert, Hospital de la Ribera).

directamente sobre la platina móvil o bien sobre la membrana de la ventana redonda o bien a los restos osiculares a través de prótesis adaptadas (figura 15). En las cavidades abiertas o radicales (figura 16) es aconsejable aislar la cavidad del exterior realizando una eliminación completa de todos los elementos epiteliales seguido de una eversión del CAE.

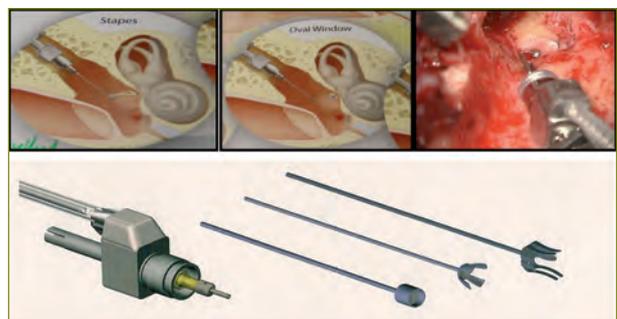


Figura 15
Transductor del Carina con prótesis adaptadas a estribo, platina, ventana oval y ventana redonda.



Figura 16
Implante Carina sobre cavidad abierta. a) Aproximación de la bola del transductor a la ventana redonda (flecha amarilla), ventana redonda cubierta con pericondrio (línea de puntos), b) Implante Carina fijado. Solo falta crear bolsa subcutánea para el micrófono.

MET versus Carina

La diferencia fundamental entre el MET y el Carina es que el primero es semi-implantable y el segundo totalmente implantable. Las ventajas e inconvenientes de esta diferencia ya han sido comentadas anteriormente en este capítulo. Sin

embargo, sí se deben comentar en este apartado unos aspectos más específicos.

Desde el punto de vista quirúrgico, la implantación del Carina es más laboriosa dado que hay más elementos no visibles. Además se ha de ser especialmente cuidadoso en la implantación del micrófono subcutáneo. Originariamente se fijaba con tornillos al hueso compacto de la punta de la mastoides en un plano profundo. En ciertos casos esta implantación tan profunda producía la aparición de un ruido artefactado muy molesto, al ampliar el sonido generado por el movimiento de los músculos vecinos. Actualmente, tal y como aconseja García-Ibáñez, la tendencia es a situarlo en un plano subcutáneo y no fijarlo, sino dejarlo en un bolsillo creado en este plano más posterior a la punta de mastoides. Esta modificación ha permitido disminuir la presencia de ruido contaminante.

Desde el punto de vista audiológico, cabe remarcar que el MET consigue una mayor amplificación de las frecuencias graves que el Carina, gracias a que la mayor separación entre el micrófono y el transductor, evita el *feedback*. De todos los IAOM disponibles en el mercado el MET es que mejor y más amplifica las frecuencias graves.

Por último, desde el punto de vista del usuario, el portador de un Carina debe de utilizar cada día un cargador de baterías que se acopla por imantación a la zona de la calota temporal para asegurarse un buen funcionamiento del dispositivo. En las últimas generaciones de Carina el tiempo de cargado necesario se ha reducido ostensiblemente, de manera que con 40 minutos al día es suficiente.

Dispositivo CODACS

El CODACS (Cochlear's Direct Acoustic Cochlear Stimulation) es el dispositivo semi-implantable que ha aparecido más recientemente, está en una fase muy preliminar y solo se utilizado en centros europeos de referencia, especialmente en Alemania (Hannover) y Holanda (Nijmegen). No tiene la marca CE y todavía no está disponible en el mercado, solo se dispensa a determinados centros con experiencia contrastada. Ha sido desarrollado por la compañía australiana Cochlear para el tratamiento de hipoacusias mixtas de severas a profundas en pacientes otoprescleróticos (en indicación primaria o con fallos de cirugía estapedial) (15).

Esta compañía lo ha bautizado con el acrónimo de DACI (Direct Acoustic Cochlear Implant) dado que transfiere la señal amplificada directamente a la perilinfa coclear a través de un pistón que se insiere por una platinostomía. Conceptualmente no puede considerarse un IAOM dado que la vibración no se aplica en ningún elemento del oído medio sino que se hace a la perilinfa. Sin embargo, su denominación de DACI parece poco afortunada dado que la estimulación coclear no es directa sino indirecta a través de la vibración generada en la perilinfa. Sea como fuere, esta estimulación directa le otorga una gran potencia de amplificación por lo que puede aplicarse en casos con una pobre reserva coclear.

El CODACS es la versión comercial de un prototipo de investigación que se denominó C-DACS, que a su vez derivó de un modelo experimental que era semi-implantable y percutáneo (CAL-DACS, Hausler 2008).

El CODACS (figura 17) actual ha aprovechado gran parte de *hardware* de los implantes cocleares. Consta de una parte externa no implantada que es como un procesador externo de un implante coclear al uso, pero con el procesamiento de señal adaptado al DACS y una parte interna muy similar también a la de un implante coclear, pero en vez de electrodo activo, tiene un transductor que a través de una mastoidectomía alcanza platina. Su implantación requiere de una platinotomía donde se insiere la punta del pistón mecánico. Dispone también de un sistema de fijación del transductor. Tiene su propio *software* de programación y un mando a distancia de control de encendido y funcionamiento básico.

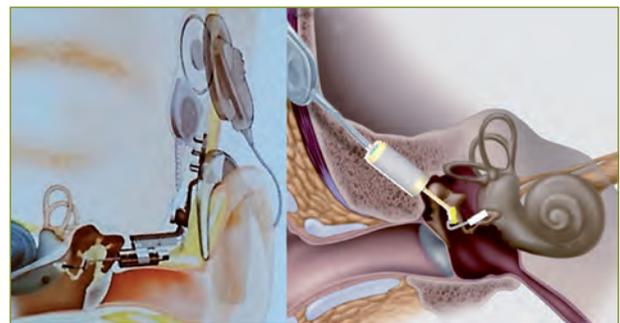


Figura 17
Implante CODACS.

Los primeros resultados con este dispositivo han sido publicados por Lenarz (15) con una casuística de 15 pacientes donde obtuvieron muy buenos resultados, no solo en las pruebas tonales sino también de discriminación del lenguaje, especialmente en ambientes ruidosos (gran reducción de la *signal to noise ratio*). Recientemente (febrero 2013) se ha cerrado un estudio multicéntrico por participación Española (Dr. A. Ramos) donde se ha constatado una mejora del umbral de recepción del lenguaje en ruido de 7,9 dB SNR (*signal to noise ratio*) en relación al audífono (comunicado en el Symposium "Hearing loss and implantable solutions" celebrado en Amsterdam en septiembre de 2013).

Cabe decir que este dispositivo es conceptualmente diferente a los IOAM clásicos y se encuentra todavía en una fase un incipiente como para establecer sus indicaciones, resultados y fiabilidad.

Dispositivo Soundtec y Maxum (Ototronix)

El dispositivo Soundtec Direct System fue introducido en el mercado americano en 2001 y retirado voluntariamente en 2004 (16). Su tecnología fue adquirida por la empresa Ototronix, que diseñó un nuevo dispositivo denominado Maxum que mejoraba en algunos aspectos a su predecesor el Soundtec. Están indicados en hipoacusia neurosensorial de moderadas a severas.

El Soundtec era un dispositivo semi-implantable que utilizaba energía electromagnética para estimular directamente la cadena osicular (16, 17). Consta de dos partes (figura 18):

- Parte interna: un imán de neodimio-hierro-Boro (NdFeB) que se ensambla como un collar alrededor del cuello del estribo. Es necesario desarticular la articulación incudo-estapedial y volverla a reconstruir para fijar bien el imán.
- Parte externa: un armazón acrílico que contiene la bobina electromagnética y que se sitúa profundamente en el CAE, idealmente a 2 mm de la membrana timpánica. Este armazón está conectado a un procesador de sonido que puede ser tipo intracanal (ITC) o retroauricular (BTE).

Este dispositivo funciona como sigue. El procesador BTE o ITC capta el sonido que es transformado en una corriente eléctrica que estimula la bobina electromagnética que a su

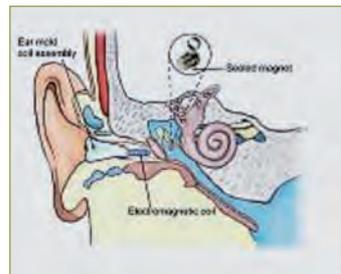


Figura 18
Implante Soundtec direct system.

vez genera un campo electromagnético que induce movimiento en el imán que se encuentra anclado al estribo, generando un incremento de la vibración de la cadena osicular.

Este dispositivo se implantó en aproximadamente 600 pacientes, la mayoría en EE UU (17) y tuvo varios problemas. El más importante se derivó de la desarticulación transitoria de la articulación incudoestapedial que condujo a pequeñas pérdidas neurosensoriales (1,1 dB de promedio en las frecuencias de 250 hasta 4.000 Hz) probablemente debido a una lesión coclear por el movimiento de la platina en el vestíbulo; hay que añadir otra pérdida conductiva (4,2 dB en las frecuencias de 250 a 8.000 Hz) producida por el efecto masa del imán anclado al estribo. Además un 55% de los portadores se quejaban de oír un ruido molesto cuando el aparato estaba desconectado, producido por el traqueteo del imán, que solo estaba fijado al estribo por un punto.

A pesar de estos inconvenientes, los resultados audiológicos fueron buenos con ganancias funcionales de 26 dB, mejora de la discriminación del 5,3% y sobre todo porque más de 89% de los usuarios prefirieron este dispositivo al audífono que utilizaban antes de la implantación al no tener distorsión ni efecto oclusión y ofrecer una mejor calidad de sonido.

En 2009, Ototronix adquirió la tecnología del Soundtec y desarrolló el Ototronix Maxum System. Se trata también de un dispositivo semi-implantable que funciona con energía electromagnética. Como su predecesor consta de un imán de NdFeB pero recubierto por una cajita de titanio que se ancla también alrededor del cuello del estribo y una parte externa formada por una bobina electromagnética y un procesador que puede ser en formato retroauricular o BTE (figura 19a) o intracanal e ITC (figura 19b).

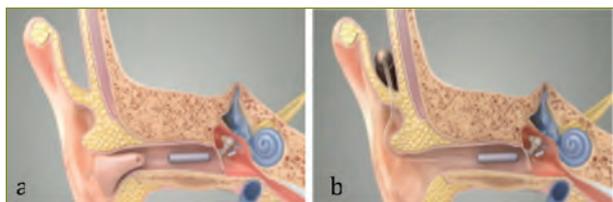


Figura 19

Implante Otoronix direct system: 19a formato intracanal 19b formato retroauricular.

Las diferencias con su predecesor, que a su vez representan las mejoras introducidas por Ototronix, son por un lado que el procesador de sonido es digital lo que permite incorporar micrófonos direccionales, programas de cancelación de ruido y un amplio rango dinámico de compresión; y que además es compatible con el Soundtec original. Por otro lado, el anclaje del imán al estribo no requiere de desarticulación de la unión incudoestapedia. La aplicación de una mínima cantidad de cemento iónico reduce, si bien no siempre, el sonido de traqueteo del imán cuando el dispositivo no está encendido.

En reciente estudio que compara el rendimiento audiológico entre el Soundtec y el Maxum ha puesto de manifiesto que se mantiene los mismos beneficios audiológicos pero con la reducción de los inconvenientes ya comentado.

Dispositivo Esteem

El implante de oído medio Esteem está fabricado por Envoy Medical (Minnesota, USA) antes denominada St. Croix Medical. Es un ejemplo de IAOM totalmente implantable piezo-eléctrico. Tiene la marca CE Europa desde mayo de 2006 y la aprobación de la FDA americana desde marzo de 2010 para el tratamiento de hipoacusias neurosensoriales (18). Se está implantado en muchos países.

Componentes

Consta de un procesador (figura 20) que se ubica sobre la escama temporal, del que sobresalen dos cables que se corresponden con el sensor y el *driver*. El sensor se une al cuerpo del yunque y capta los movimientos naturales de la cadena; y el *driver* se acopla sobre la cabeza del estribo, al que le transfiere la vibración amplificada. Dispone de un

mando a distancia que le permite encender y apagar el dispositivo, ajustar el volumen y modificar los filtros en función del ruido de fondo.



Figura 20

Implante Esteem.

La gran ventaja de este IAOM es que emplea la membrana timpánica como micrófono, es decir, al contrario que los otros implantes no requiere la implantación de micrófono alguno (18, 19, 20). Esta ingeniosa idea de emplear la membrana timpánica como micrófono le permite hacer uso de las ventajas acústicas naturales del pabellón y el conducto auditivo externo sin obstrucción ni interferencia y sin aparatos externos. De esta forma, el estímulo acústico que se recibe es idéntico al que recibe una persona con audición normal y además no tiene efecto oclusión.

Sin embargo, desde su aparición han surgido inconvenientes que han sido parcialmente solucionados (18, 19, 20). El primer obstáculo fue que la duración de la batería era muy corta. Las actuales tienen una duración estimada entre 5 o 7 años y pueden reemplazarse con anestesia local. El segundo inconveniente es que debe desarticularse la cadena osicular; en concreto deben researse 2 o 3 milímetros de la apófisis larga del yunque para evitar el *feedback* acústico. Si no se hiciera, la vibración amplificada por el procesador se recogería por el sensor, disparando el *feedback* acústico. La desconexión de cadena comporta incrementar la hipoacusia que ya sufre de base el paciente, cuando el dispositivo no está funcionando o falla. Por otro lado, es cierto que esta desventaja, producida por la separación del sensor y el *driver* por medio de la maniobra de desarticulación y extracción del proceso lenticular, tiene como contrapartida el hecho de ofrecer una gran potencia de salida, cercana a 110 dB SPL, ya que la posibilidad de *feedback* casi no existe. Recientemente la empresa Grace Medical ha comercializado una

nueva prótesis, Kraus K-helix System que permite reconstruir el defecto del yunque creado al implantar el Esteem.

Funcionamiento

El transductor piezoeléctrico que está en contacto con la cabeza del yunque (el sensor) detecta el movimiento natural de la cadena osicular producido por la onda acústica entrante y la convierte en una señal eléctrica. Esta señal eléctrica es amplificada, filtrada por el procesador de sonido, y transformada en una nueva señal vibratoria amplificada que se transfiere al estribo gracias al transductor piezoeléctrico (el *driver*) que está unido a la cabeza del estribo.

Implantación (figura 21)

Requiere la realización de una mastoidectomía simple y un amplio fresado del antro y el espacio epitimpánico para la ubicación del sensor y el *driver*. Para la colocación del procesador de sonido y la batería, se precisa labrar un nicho en el hueso cortical de la escama temporal. El receso facial debe abrirse para la correcta visualización del estribo. La articulación incudoestapedial debe ser desarticulada, y se eliminan al menos 2-3 mm del proceso lenticular (17). El sensor se acopla al yunque y el *driver* al estribo. Desde hace

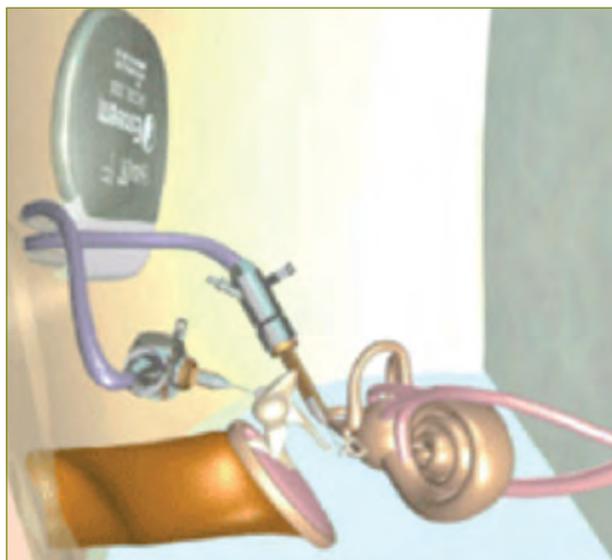


Figura 21
Esquema del Implante Esteem colocado.

muy poco tiempo existe la posibilidad de reconstruir el defecto utilizando la prótesis K-helix system.

Los resultados de los ensayos fase II de la FDA (18) en 124 pacientes, según lo presentado en EE. UU. en 2009 muestran que los portadores de este dispositivo relatan una mejora del rendimiento respecto a los audífonos en términos de una mejor comunicación en silencio/en ruido de fondo y un incremento de la discriminación del lenguaje (19, 20). También mejoran la ganancia funcional. Sin embargo, no son infrecuentes las cirugías de revisión.

Dispositivo Rion E-Type

El Rion tipo- E fue uno de los primeros implantes piezoeléctricos aparecidos en el mercado, es semi-implantable y se diseñó tanto para hipoacusia neurosensoriales como conductivas (21, 22).

Está compuesto de una parte externa que contiene el micrófono y el amplificador y una parte interna que contiene la bobina electromagnética y el elemento vibrador. El vibrador piezoeléctrico se ancla a la escama del temporal a través de un tornillo y se insiere en la cabeza del estribo a través de un tubo de hidroxapatita.

Existe poca experiencia en Europa con este dispositivo y se ha utilizado en Japón. Komori (22) publica resultados en 39 pacientes con una mejora inicial de 36 db en los primeros tres meses que se redujeron a 21 durante el seguimiento debido a la aparición de tejido fibroso alrededor del vibrador. La mayoría de ellos funcionaron más de 15 años y 28 pacientes se explantaron al dejar de funcionar. De estos 28 casos, 8 pacientes fueron recientemente reimplantados y en todos ellos con éxito. En ningún caso se produjo pérdida añadida y todos los pacientes prefirieron el dispositivo al audífono previo.

Dispositivo TICA

El TICA (Totally Integrated Cochlear Amplifier device) desarrollado por la compañía americana Implex American Hearing Systems, recibió la marca CE en los años 90 aunque actualmente es propiedad de la compañía Cochlear.

Se trataba de un IAOM totalmente implantable piezoeléctrico (figura 22) que disponía de un micrófono subcutáneo

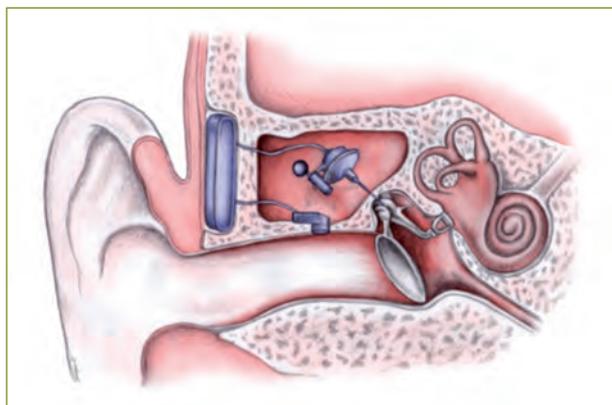


Figura 22

Dispositivo TICA (Totally Integrated Cochlear Amplifier device).

situado en el CAE cerca de la membrana timpánica y un procesador digital que se fijaba subcutáneamente en la mastoide. A través de un transductor piezoeléctrico fijado al cuerpo del yunque se transmitía la vibración amplificada por el procesador a la cadena osicular.

Desde 2004, cuando Cochlear adquirió Implex, no se han publicado más estudios.

Futuro de los IAOM

Después del nacimiento hace ya más de 25 años de los implantes cocleares multicanal, los IAOM representan la última novedad que ha aparecido en el campo de la otología fruto de la simbiosis entre medicina y tecnología.

Los IAOM hay que entenderlos como una nueva opción para intentar tratar a un grupo determinado de pacientes afectados de hipoacusias que no obtienen buenos resultados con las terapéuticas clásicas como la cirugía reconstructiva clásica, los audífonos o los implantes osteointegrados. No tienen indicaciones exclusivas pero en muchos casos ofrecen mejores resultados que las opciones tradicionales. En alguno de ellos (VSB, MET/Carina) se tiene ya una experiencia contrastada y sus indicaciones empiezan a estar bien asentadas. Otros están todavía en fases iniciales y será el tiempo quien les otorgue y defina sus indicaciones. Sin embargo, existen datos suficientes para pensar que son ya una realidad, que

tienen su propio espacio en el tratamiento del deficiente auditivo.

A pesar de todo lo comentado, existen todavía muchas cuestiones que tendrán que esclarecerse y que son objeto actual de estudio y controversia.

Se necesita de más tiempo para garantizar la estabilidad de sus resultados a largo plazo y la solidez del acoplamiento del transductor con los restos osiculares. Pequeñas imperfecciones en el anclaje del dispositivo pueden disminuir de forma muy importante su rendimiento. Se ha simplificado y mejorado estos mecanismos. Por otro lado, tiene todavía que esclarecerse en que localización (platina o ventana redonda) se consiguen resultados mejores cuando no hay restos osiculares viables.

No se conoce con exactitud, la fiabilidad a largo plazo de estos dispositivos ni de la duración real de las baterías y sus necesidades de reposición, especialmente en los dispositivos totalmente implantables, aunque las baterías recargables han supuesto un claro avance. Se ha mejorado la eficacia de los transductores para disminuir el consumo, tamaño y recarga de la batería. Además la cirugía sigue siendo compleja y un poco artesanal sobre todo en la fijación del transductor. Los costes son todavía muy elevados lo que puede limitar su difusión y aceptación.

Otro obstáculo es la medida objetiva de sus beneficios en frente a los audífonos convencionales. Todas las pruebas basadas en los datos aportados por los portadores de IAOM muestran que subjetivamente el sonido y lenguaje es más natural y parecido al que tenían antes de sufrir la pérdida auditiva. Sin embargo, la medida objetiva de estos datos psicoacústicos sigue siendo difícil.

Desde el punto de vista biomecánico, la implantación de estos dispositivos no debería producir un empeoramiento de la hipoacusia de base del paciente (disminuir el umbral de la vía aérea). Esto es especialmente cierto en los IAOM piezoeléctricos, donde o bien por la desconexión de la cadena osicular (Esteem) o bien por el peso añadido que supone el imán anclado a la cadena (Ototronix), el umbral de audición disminuye cuando el dispositivo está apagado o no funciona.

Y, por último, y quizá más importante, faltan estudios coste/efectividad que determinen la utilidad de los IAOM frente a

las opciones más asentadas como los implantes de ostointegrados y audífonos. Los implantes osteointegrados subcutáneos activos de reciente aparición puede suponer una dura competencia a los IAOM.

Estos son los retos y las cuestiones que van a tener que ser resueltas en los próximos años. Es siempre muy difícil predecir el futuro pero parece claro que, aunque quedan todavía obstáculos a superar, estos dispositivos tienen ya un espacio en el campo del tratamiento de la hipoacusia y que sus resultados preliminares son lo suficiente buenos para seguir avanzado en este apasionante camino. La aparición de nuevos dispositivos por parte de diferentes compañías en todo el mundo parece indicar que estos dispositivos tienen un futuro halagüeño. El tiempo, como siempre, dará y quitará la razón.

BIBLIOGRAFÍA

1. Marshall, C. A brief history of middle ear implants. *The Hearing Journal* 2008; Vol 61, no 8: 38-40.
2. Manrique Rodríguez, M.; Girón, L.; Huarte Irujo, A. Tipos de implantes activos de oído medio. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2008; 59. Supl. 1: 10-13
3. Manrique, M.; Valdivieso, A.; Ruba, D.; Gimeno Vilar, C.; Montes Jovellar, L.; y Manrique, R. Review of Audiometric Criteria in Treatment of Neurosensorial Deafness With Hearing Aids and Implantable Hearing Devices. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2008; 59 (1): 30-810.
4. Hüttenbrink, K. B.; Beutner, D.; Zahnert, T. Clinical results with an active middle ear implant in the oval window. *Adv Otorhinolaryngol* 2010; 69: 27-31.
5. Zahnert, T.; Bornitz, M.; Hüttenbrink, K. B. Experiments on the coupling of an active middle ear implant to the stapes footplate. *Adv Otorhinolaryngol* 2010; 69: 32-37.
6. Venail, F.; Lavieille, J. P.; Meller, R.; Deveze, A.; Tardivet, L.; Magnan, J. New perspectives for middle ear implants: first results in otosclerosis with mixed hearing loss. *Laryngoscope* Mar 2007; 117 (3): 552-555.
7. Yung, M. Long-Term Results of Ossiculoplasty: Reasons for Surgical Failure. *Otology & Neurotology* 2006; vol. 27, nº 1.
8. Zelada Bacigalupo, U. Prótesis implantables de oído medio. *Rev Otorrinolaringol Cir Cabeza Cuello* 2006; 66: 47-50.
9. Ad Snik. Implantable Hearing Devices for Conductive and Sensorineural Hearing Impairment. Capítulo 4. Springer Science+Business Media. Auditory Prostheses: New Horizons. 2011.
10. Shohet, J. A.; Kraus, E. M.; Catalano, P. J. Profound high-frequency sensorineural hearing loss treatment with a totally implantable hearing system. *Otol Neurotol* Dec 2011; 32 (9): 1428-1431.
11. Wollenberg, B.; Beltrame, M.; Schonweiler, R. *et al.* [Integration of the active middle ear implant Vibrant Soundbridge in total auricular reconstruction]. *HNO* May 2007; 55 (5): 349-356.
12. Luetje, C. M.; Brackman, D.; Balkany, T. J. *et al.* Phase III clinical trial results with the Vibrant Soundbridge implantable middle ear hearing device: a prospective controlled multicenter study. *Otolaryngol Head Neck Surg*. Feb 2002; 126 (2): 97-107.
13. Jenkins, H. A.; Niparko, J. K.; Slattery, W. H.; Neely, J. G.; Fredrickson, J. M. Otologics Middle Ear Transducer Ossicular Stimulator: performance results with varying degrees of sensorineural hearing loss. *Acta Otolaryngol May* 2004; 124 (4): 391-394.
14. Klein, K.; Nardelli, A.; Stafinski, T. A systematic review of the safety and effectiveness of fully implantable middle ear hearing devices: the carina and esteem systems. *Otol Neurotol* Aug 2012; 33 (6): 916-921.
15. Lenarz, T.; Zwartenkot, J. W.; Stieger, C.; Schwab, B.; Mylanus, E. A.; Caversaccio, M.; Kompis, M.; Snik, A. F.; D'hondt, C.; Mojallal, H. Multicenter study with a direct acoustic cochlear implant. *Otol Neurotol* 2013 Sep; 34 (7): 1215-1225.
16. Silverstein, H.; Atkins, J.; Thompson, J. H. Jr.; Gilman, N. Experience with the SOUNDTEC implantable hearing aid. *Otol Neurotol*. Mar 2005; 26 (2): 211-217.
17. Hough, J. V.; Matthews, P.; Wood, M. W.; Dyer, R. K. Jr. Middle ear electromagnetic semi-implantable hearing device: results of the phase II SOUNDTEC direct system clinical trial. *Otol Neurotol*. Nov 2002; 23 (6): 895-903.
18. Kraus, E. M.; Shohet, J. A.; Catalano, P. J. Envoy Esteem Totally Implantable Hearing System: phase 2 trial, 1-year hearing results. *Otolaryngol Head Neck Surg* Jul 2011; 145 (1): 100-109.
19. Monini, S.; Biagini, M.; Atturo, F.; Barbara, M. Esteem® middle ear device versus conventional hearing aids for rehabilitation of bilateral sensorineural hearing loss. *Eur Arch Otorhinolaryngol* Jul 2013; 270 (7): 2027-2033 [Medline].

20. Gerard, J. M.; Thill, M. P.; Chantrain, G.; Gersdorff, M.; Deggouj, N. Esteem 2 middle ear implant: our experience. *Audiol Neurootol* 2012; 17 (4): 267-274. [Medline].
21. Yanagihara, N.; Sato, H.; Hinohira, Y.; Gyo, K.; Hori, K. Long-term results using a piezoelectric semi-implantable middle ear hearing device: the Rion Device E-type. *Otolaryngol Clin North Am.* Apr 2001; 34 (2): 389-400.
22. Komori, M.; Hinohira, Y.; Hato, N. Re-implant of the Rion Semi-Implantable Hearing Aid E-type. *Otolaryng Head Neck Surg* 2010; 143 (2): 103.

16.3.2. IMPLANTES ACTIVOS DE OÍDO MEDIO. INDICACIONES Y RESULTADOS

MIGUEL ARÍSTEGUI*, JACQUES MAGNAN, LUIS LASSALETTA, MAURIZIO BARBARA, RENAUD MELLER Y CHARBEL RAMED

INTRODUCCIÓN

El desarrollo de los IAOM no dista mucho en el tiempo de otros dispositivos como los implantes cocleares, los implantes de tronco o los implantes osteointegrados. pero su introducción y su difusión, que no puede considerarse ni mucho menos completa, no ha tenido la consistencia de los otros tipos de implantes. Ello ha sido condicionado, en parte, porque las indicaciones han sufrido su propia evolución y, en parte, porque dichas indicaciones se superponían a otras opciones de rehabilitación auditiva (incluidas las prótesis auditivas convencionales) más consolidadas.

La base tecnológica es sofisticada y variada, pudiendo ser electromagnéticos, electromecánicos y piezoeléctricos. La intervención quirúrgica es, en ocasiones, más compleja técnicamente que la de otros dispositivos implantables. Han sido los primeros dispositivos en los que se ha desarrollado una propuesta de opción totalmente implantable y a la que otros dispositivos plenamente establecidos y en crecimiento

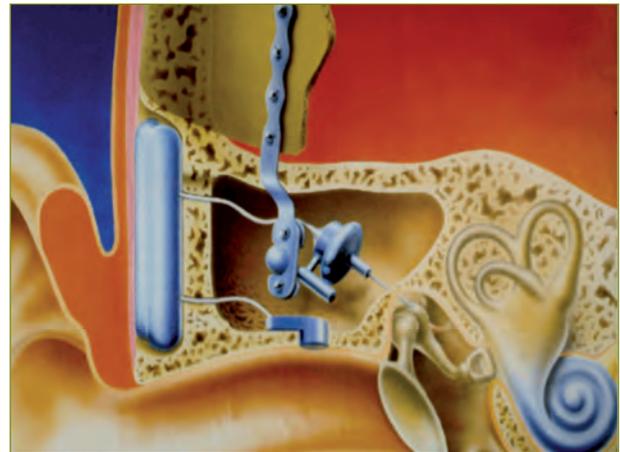


Figura 23

Primer implante activo de oído medio totalmente implantable (TIKA) ya desaparecido.

(como los implantes cocleares) miran de reojo para beneficiarse de dicha tecnología. En algunos casos de IAOM [TIKA- el primer dispositivo totalmente implantable (1)] (figura 23) dicha apuesta supuso su asfixia económica y desaparición.

En nuestro país su implantación ha sido, y sigue siendo, especialmente lenta, en parte por dicha superposición en las indicaciones, pero fundamentalmente por motivos económicos. En otros países, como Alemania, Francia, o Italia su difusión, sin ser llamativa, ha sido mayor.

Los dispositivos que han conseguido afianzarse parcialmente en nuestro país, incluyen el Vibrant® de la casa MEDEL® y el MET® (*Middle Ear Transducer*) y Carina® de la casa Otologics®, recientemente absorbido por la casa Cochlear®. Además incluiremos el dispositivo Esteem® de la casa Envoy Medical® por su originalidad, aunque su difusión en nuestro país ha sido anecdótica, y no está exento de controversia.

INDICACIONES

Inicialmente este tipo de implantes se propuso para pacientes con hipoacusia neurosensorial. Incluía a pacientes

* Miguel Arístegui. Avenida de Burgos, 9, portal B, 6º B. 28036 Madrid. Teléfono de contacto: 629 020 537. E-mail: miguelaristegui@gmail.com

AUDIOLOGÍA

AYUDAS TÉCNICAS. IMPLANTES ACTIVOS DE OÍDO MEDIO

portadores de prótesis auditiva (requisito previo), descontentos con la misma, como un intento de mejorar la calidad del sonido y la capacidad de discriminación.

El primer implante, el Vibrant Soundbridge (VSB)[®], fue introducido en 1996 y los criterios de inclusión para casos de hipoacusia NS eran estrictos (tabla 4). Dicho implante de base electromagnética, actúa como estimulación electromecánica con un anclaje sobre la rama larga del yunque a través de una timpanotomía posterior (figura 24).

Tabla 1

Criterios de selección de pacientes para IAOM Vibrant en Hipoacusias Neurosensoriales.

1. Tener más de 18 años de edad
2. Hipoacusia bilateral NS (límites establecidos)
3. Umbral diferencial $0.5-4 \text{ KHz} \leq 10 \text{ dB}$
4. Discriminación mínima del 50%
5. Funcionamiento y anatomía normal del oído medio
6. No tener cirugías previas, infecciones crónicas o alteración del oído interno
7. Ausencia de hipoacusia retrococlear
8. Insatisfacción con prótesis auditiva (al menos 6 m)
9. Expectativas realistas y ausencia de alteraciones vestibulares

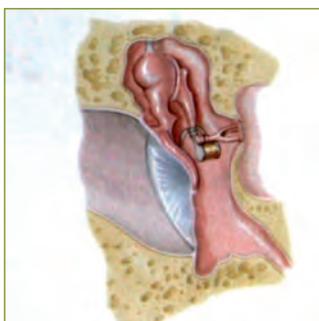


Figura 24
Implante VSB con anclaje en yunque para hipoacusias NS.

El rango audiométrico propuesto para su utilización aparece reflejado en la figura 25.

Del mismo modo se introdujeron a través de la casa Otologics[®] los dispositivos semi-implantable (MET[®]) (figura 26) y totalmente Implantable (Carina[®]) (figura 27) con unos criterios de selección parecidos y con un rango de utilización

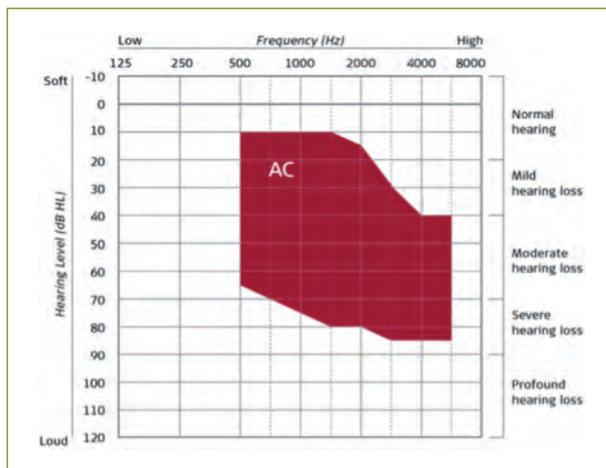


Figura 25
Rango audiométrico de la vía aérea para inclusión en las indicaciones del VSB para hipoacusias NS.

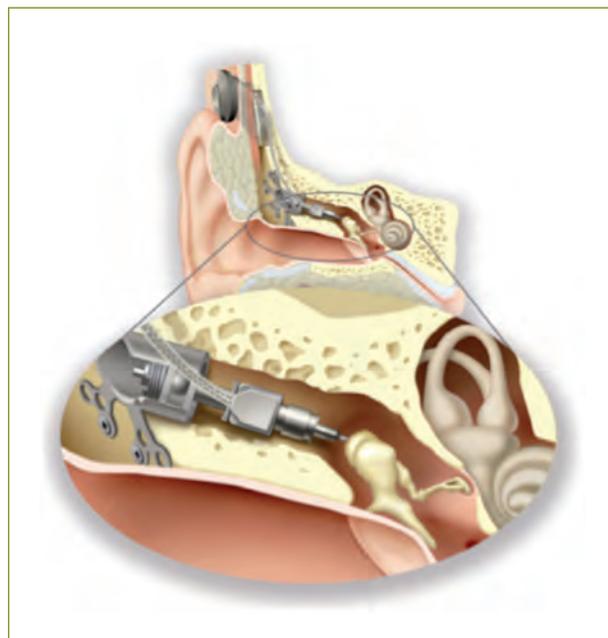


Figura 26
MET[®] (Middle Ear Transducer) Dispositivo semi-implantable de la casa Otologics[®].

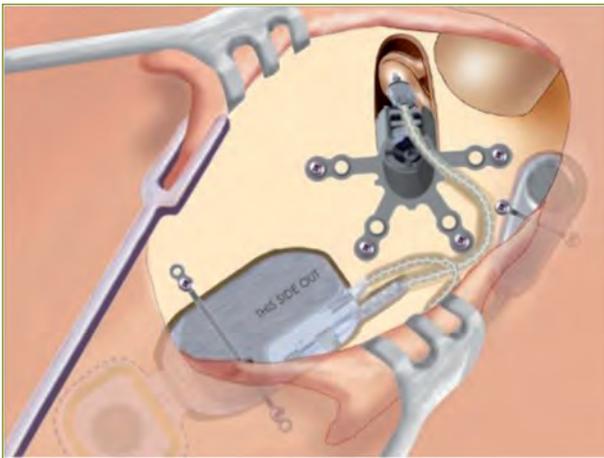


Figura 27
Carina®: Dispositivo totalmente implantable de la casa Otologics®.



Figura 28
Rango audiométrico de inclusión para los dispositivos de Otologics®.

algo mayor (figura 28). El terminal del dispositivo se adaptaba, con la ayuda de un láser, sobre el cuerpo del yunque a través de una aticotomía posterior.

En el año 2005 se introdujo la utilización del Vibrant® (MED-EL®) para estimulación a través de la membrana de la ventana redonda. Ello supuso inmediatamente la aplicación para

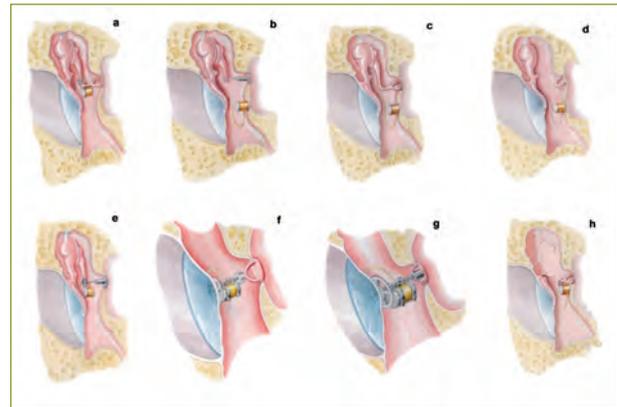


Figura 29
Distintas opciones de utilización del dispositivo Vibrant® en casos de hipoacusias de transmisión y mixtas. a) sobre yunque, b) sobre VR en casos de estapedectomía, c) sobre VR con cadena íntegra o d) con ausencia de cadena, e) sobre prótesis de estapedectomía, f) como PORP, g) como TORP y h) sobre estribo.

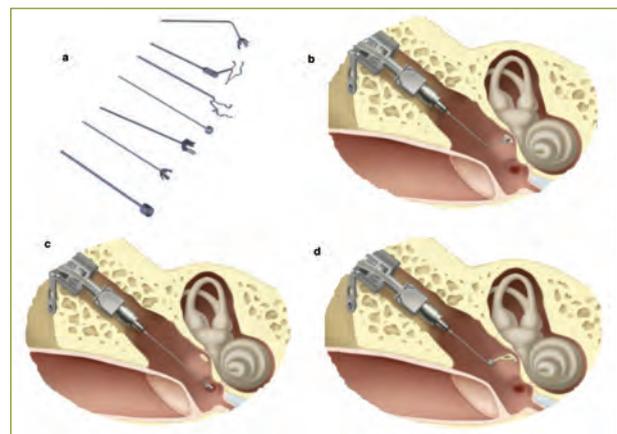


Figura 30
Distintas opciones de adaptación para el IAOM de Otologics®. a) Distintos terminales de adaptación, b) sobre fosa oval, c) sobre ventana redonda, d) sobre estribo.

oídos que no eran normales y para hipoacusias de transmisión y mixtas. La superposición en las indicaciones con otros dispositivos implantables fue aún mayor, aumentando la

controversia en la utilización de estos implantes, pero al mismo tiempo incrementando el abanico de opciones de rehabilitación auditiva ofrecida a un paciente concreto.

La posibilidad de utilización de estos dispositivos, en casos de hipoacusias de transmisión y mixtas, tanto sobre restos de cadena, como ventana oval o ventana redonda, influyó en el desarrollo de nuevas opciones de adaptación tanto para el dispositivo Vibrant® (figura 29) como para los de Otologics® (figura 30).

El rango de utilización de la vía ósea en caso del Vibrant para hipoacusias mixtas aparece reflejado en la figura 31.

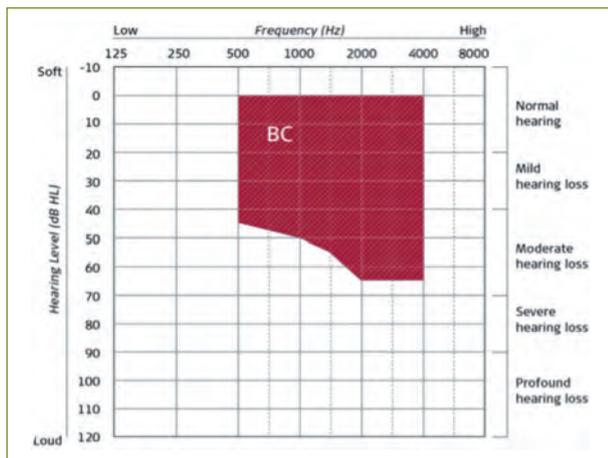


Figura 31

Rango audiométrico de la vía ósea para la utilización del implante Vibrant en casos de hipoacusias de transmisión y mixtas.

Las indicaciones para los IAOM pasaron a incluir pacientes intervenidos previamente por otosclerosis con estapedectomía con resultado insatisfactorio, otitis media crónica, colesteatoma de oído medio y atresia auris, entre otros.

Las técnicas, por lo tanto, son muy variadas, desde técnicas con aticotomía, con mastoidectomía cerrada, con mastoidectomía abierta o con eliminación de oído medio.

Aunque la tecnología de las prótesis auditivas convencionales no deja de mejorar, se estima un 30-50% de los que las

utilizan no estarían totalmente satisfechos con las mismas. Las razones incluyen pobre calidad del sonido, acoplamiento por *feedback*, rango frecuencial limitado, oclusión del conducto auditivo externo (CAE), dolor o irritación en el mismo, estigma social o razones cosméticas.

Los implantes activos de oído medio ofrecen una mejora de la amplificación proporcionando mejor calidad de sonido y evitando los problemas de oclusión del conducto y de *feedback* del dispositivo. Los dispositivos totalmente implantables ofrecen la mejor opción desde el punto de vista cosmético.

RESULTADOS

En la Universidad Aix-Marseille en Francia se implantaron 112 pacientes con distintos dispositivos entre septiembre de 1998 y diciembre de 2008. Actualmente se dispone de resultados a largo plazo de los mismos. Durante este periodo se incluyeron 32 pacientes con dispositivo semi-implantable MET® (Otologics® - Cochlear®) 18 pacientes con dispositivo totalmente implantable Carina® (Otologics®), y 62 pacientes con dispositivo Vibrant® (MEDEL®).

Las pruebas audiológicas se realizaron en cabinas insonorizadas obteniendo umbrales tonales de vía aérea y ósea. Preoperatoriamente con auriculares y posoperatoriamente en campo libre, en ambos casos con enmascaramiento contralateral. La ganancia funcional se obtuvo restando los umbrales con y sin ayuda en las frecuencias entre 250 Hz y 8.000 Hz.

Las tasas de satisfacción se obtuvieron con escalas de autoevaluación a través de cuestionarios realizados en el momento de la activación y después, cada año. Se evaluaron aspectos como la calidad del sonido, el nivel de discriminación en ambiente de ruido, el confort, y aspectos más concretos sobre efectos secundarios, la utilización del implante a lo largo del día, la audición contralateral y si el paciente volvería a realizar la intervención.

Se reevaluó a la misma población en 2013 para incluir el estudio a largo plazo. De los 112 pacientes, se obtuvieron datos de 81 de ellos. Todos ellos aún utilizaban el implante.

Se realizó un seguimiento específico de 21 pacientes operados con el dispositivo totalmente implantable Carina®. Entre

Tabla 5

Características de la población de pacientes del Hospital de Marsella

| | MET® | Carina® | VSB® |
|-------------------|-----------|-----------|-----------|
| Hombres | 9 | 5 | 22 |
| Mujeres | 10 | 5 | 15 |
| Media edad +/- SD | 67 (12.8) | 64 (14.7) | 63 (10.2) |
| ARango de edad | 35 - 88 | 46 - 84 | 43 - 82 |
| Derecho | 7 | 7 | 17 |
| Izquierdo | 12 | 3 | 20 |

septiembre de 2005 y julio de 2009 se implantó a 12 pacientes con hipoacusia NS y a 9 pacientes con hipoacusia mixta con estimulación directa sobre cabeza del estribo o platina. Se midió la ganancia obtenida en campo libre y se clasificó en tres categorías: muy buena ganancia (> 20 dB), buena ganancia (10-20 dB) y pobre ganancia (< 10 dB). Se les pidió que evaluaran el grado de satisfacción en una escala del 1 al 10. De tal forma que se dividió en muy satisfechos (8-10), satisfechos (4-7) o poco satisfechos o que no utilizan el dispositivo (1-3).

Resultados audiológicos

La tabla 5 muestra la distribución de los pacientes. De los 112 pacientes, se obtuvo un seguimiento audiológico completo y cuestionario de satisfacción en 66 pacientes (58%).

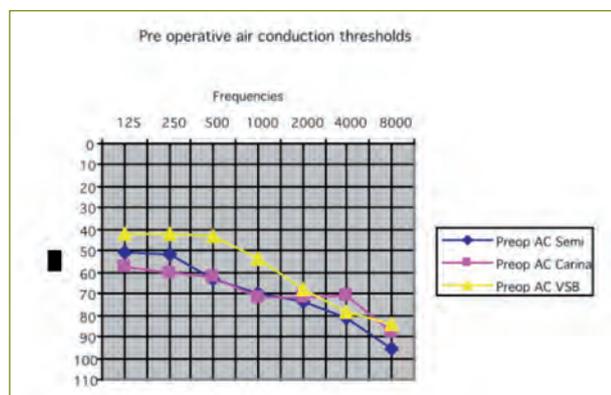


Figura 32

Umbral medio de la vía aérea preoperatoria para los tres tipos de implante (Aix-Marseille).

Un paciente es portador de un MET® en un lado y un Carina® en el otro. Otro paciente es portador de un VSB® en un lado y de un Carina® en el otro. Y 6 pacientes son portadores de VSB® en ambos lados. La población incluye 19 dispositivos semi-implantables MET®, 10 implantes Carina® y 45 implantes VSB®. Un total de 66 pacientes con 74 implantes.

El audiograma preoperatorio del nivel de vía aérea para los tres tipos de implante se muestra en la figura 32. La población de VSB® tiene, de base, una audición ligeramente mejor en frecuencias graves, dado su rango de inclusión y los resultados deben observarse con esta perspectiva.

La mejoría del nivel de vía aérea posoperatoria para los grupos de MET®, Carina® y VSB® se muestran en las figuras 33, 34 y 35, respectivamente. La mejoría en el nivel

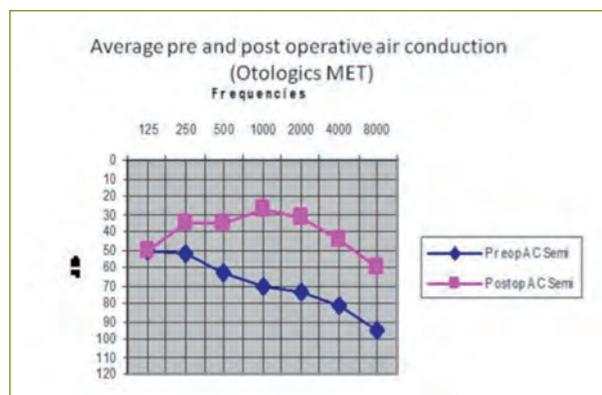


Figura 33

Ganancia funcional media para el grupo de Implante MET® (Aix-Marseille).

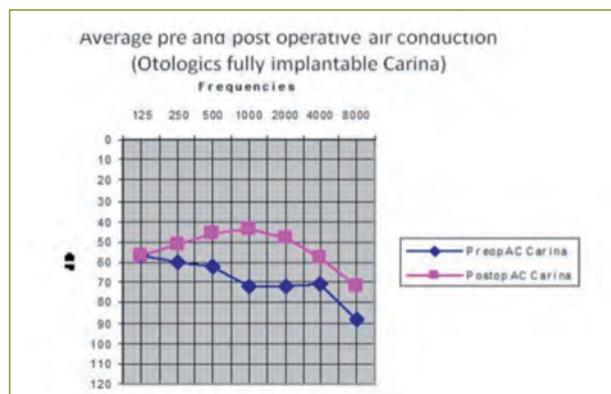


Figura 34
Ganancia funcional media para el grupo de implante Carina® (Aix-Marseille).

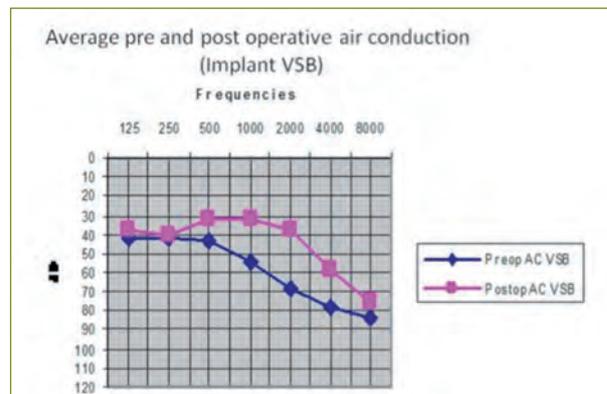


Figura 35
Ganancia funcional media para el grupo de implante VSB® (Aix-Marseille)

Tabla 6

Nivel de mejora del umbral de discriminación (SRT) en los tres modelos de implante (Aix-Marseille)

| 50 % de discriminación (bisilábicas) | MET® | Carina® | VSB® |
|--------------------------------------|------------|-------------|-------------|
| SRT preop | 79 (9.2)dB | 75 (19.4)dB | 59 (23.3)dB |
| SRT postop | 51 (8.1)dB | 62 (5.6)dB | 49 (16.5)dB |

de discriminación (SRT: *Speech Reception Threshold*) se muestra en la tabla 6.

Los resultados audiológicos en términos de ganancia funcional confirman la utilidad de los IAOM.

Encuestas sobre calidad de vida

Utilización del implante

En los tres tipos de implante (MET®, Carina® y VSB®) los pacientes lo utilizaban una media de 12 horas al día.

Tiempo de carga

El 23% de los pacientes de cualquier tipo de implante consideraban un inconveniente tener que recargar la batería; cada 4,7 días para el MET®, cada 10,7 días para el VSB® y una hora diaria para el grupo Carina®.

Mal funcionamiento del implante

En el caso del MET® el 53% de los pacientes refirieron haber tenido problemas con la bobina del dispositivo externo.

El 33% la despistaron o la perdieron en algún momento. El 23% refirió irritación de la piel. El 47% tuvo dolor en la zona del implante. Tres pacientes requirieron un cambio mediante cirugía de revisión por mal funcionamiento de la parte interna del dispositivo.

En el caso del VSB® el 6% de los pacientes describió problemas de funcionamiento de la parte externa del dispositivo y un paciente lo perdió. El 23% de los pacientes tuvo irritación de la piel en la zona del implante y un 29% dolor. Cuatro pacientes requirieron cirugía de recambio por mal funcionamiento de la parte interna del implante.

Implante versus prótesis auditiva (PA) contralateral

Se realizó comparación del implante con usuarios de audífono contralateral en pacientes con hipoacusia bilateral simétrica (o con un máximo de 10 dB de diferencia). Evaluamos el grado de satisfacción del paciente.

El 62,5% de los pacientes con MET® usaban PA contralateral. El 58% estaban más satisfechos con la PA retroauricular

que con el implante. El 17% refería una ganancia similar y el 25% estaban más satisfechos con el rendimiento del implante.

El 50% de los usuarios de los otros dos tipos de implantes usaban PA contralateral.

En el grupo de Carina® el 60% refirió mejor audición con la PA contralateral, el 20% mejor con el implante y el otro 20% una satisfacción por igual con ambos.

En el caso del VSB® un 29% estaba más satisfecho con la PA contralateral, un 42% oía mejor con el implante y un 29% refería una satisfacción similar con ambos (figura 36).

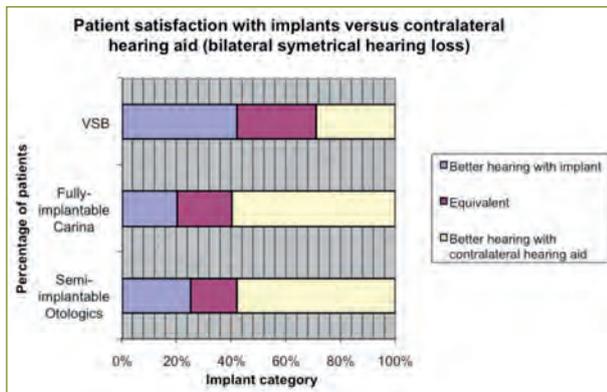


Figura 36

Nivel de satisfacción de los pacientes con implante versus prótesis auditiva contralateral (Aix-Marseille).

Respecto al grado de satisfacción del paciente con su ganancia auditiva, el 88% de los pacientes con MET®, y el 73% de los pacientes con VSB®, comparados con el 29% de los pacientes con Carina®, estaban satisfechos. La calidad del sonido se refirió como metálica en el 35%, 60% y 50%, respectivamente de los pacientes con MET®, VSB® y Carina®. Muchos pacientes se quejaban de resonancia de su propia voz, la mayoría del grupo Carina® (87%).

Silbidos y acoplamiento del implante ocurrieron en el 62,5%, 23% y 37,5% de los pacientes con MET®, VSB® y Carina®, respectivamente, al aumentar el volumen de amplificación.

Alteraciones en el nivel de audición con los cambios de altitud ocurrieron en 3 casos de MET®, 7 casos de VSB® y 2 pacientes de Carina®.

En relación con el nivel de inteligibilidad los pacientes mostraron un buen nivel de satisfacción con los tres tipos de implante en conversaciones aisladas entre personas, pero dicho nivel de inteligibilidad disminuía notablemente con el aumento del número de personas que participaban en la conversación, así como con el aumento del ruido de fondo (figura 37).

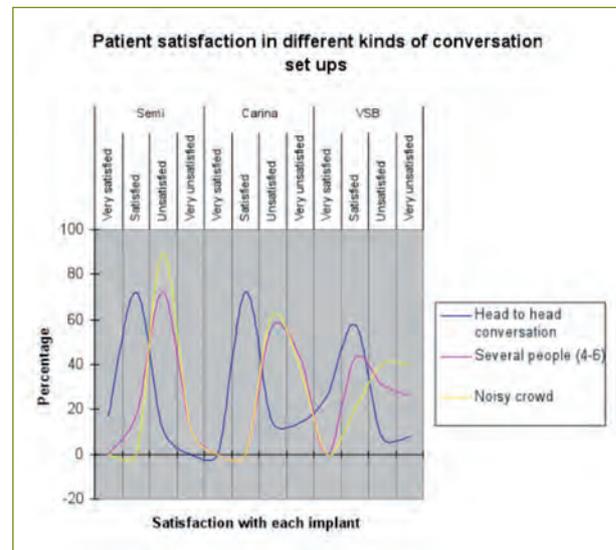


Figura 37

Nivel de satisfacción de los pacientes con los tres tipos de implantes en silencio y en ambiente ruidoso (Aix-Marseille).

Es más, el 87% de los pacientes con MET®, el 69% de los del grupo VSB® y el 100% de los del grupo Carina® se veían obligados a desconectar el dispositivo en ambientes ruidosos como restaurantes, centros comerciales y otros ambientes ruidosos.

Actividades sociales

Respecto a la utilidad del implante durante la práctica de deportes, aquellos pacientes que hacían marcha o *jogging* estaban satisfechos, en general, con sus implantes; aquellos

Tabla 7

Resultados a largo plazo de IAOM en casos de hipoacusia NS. (Aix-Marseille)

| | MET® N= 30 | VSB® N=41 | Carina® N= 10 |
|--|--|--|------------------|
| Pacientes que usan el dispositivo | 12 | 27 | 8 |
| Pacientes que no lo usan (o explantados) | 18 incluyendo 8 explantaciones y 1 fallecido | 14 incluyendo 7 explantaciones y 1 fallecido | 2 explantados |

que practicaban deportes de agua no los utilizaban (en el caso de los semi-implantables) o estaban insatisfechos por el ruido generado por el rozamiento del agua (en el caso del totalmente implantado). Aquellos que practicaban ciclismo estaban preocupados por el contacto del implante con los cascos de bici.

Respecto a actividades como ir al cine, al teatro, escuchar música o radio, el 57% de los pacientes del grupo MET® podían adaptarse a estas situaciones, con un 75% de satisfacción; comparado con un 80% (63% de satisfacción) del grupo VSB® y un 67% (15% de satisfacción) del grupo Carina®.

La mayoría de los pacientes estaba jubilada, por lo que no se podían sacar conclusiones respecto de su impacto en su actividad laboral.

Miscelánea

Preguntados los pacientes sobre otro tipo de dificultades que podían encontrar con el uso de sus implantes, algunos pacientes referían que habían disparado las alarmas en puertas de seguridad de centros comerciales; algunos paciente con MET® y VSB®, pero no con Carina®, describieron interferencias con equipos electrónicos como radios, móviles y microondas. Además algunos pacientes de cada grupo estaban preocupados por la implicación de realizar RMN y habían tenido que recurrir a técnicas de radiología simple, TAC o escintigrafía. Algunos se quejaron por el tamaño del dispositivo externo. Muchos pacientes, sin embargo, estaban contentos con el confort del implante comparado con los audífonos convencionales (ausencia de oclusión del CAE) y con la ganancia ofrecida por el implante. Algunos pacientes se lamentaban de que estaban satisfechos con el grado de ganancia en los test audiológicos, pero que ello no se traducía del mismo modo en situaciones de la vida real.

Aceptación de una segunda cirugía

Finalmente, quizá el mejor indicador del grado de satisfacción de estos pacientes es su voluntad de repetir dicha cirugía

de nuevo. En el caso del MET® un 55% volverían a operarse, un 12% puede que sí y un 33% no. En el grupo Carina®, un 29% lo volvería a hacer, un 14% quizá y un 57% no. Y en el grupo VSB®, un 67% sí y un 33% no.

Resultados a largo plazo

Se presentan los resultados de pacientes operados por hipoacusia NS con IAOM, con un seguimiento superior a 4 años. Los resultados aparecen reflejados en la tabla 7.

Estos resultados muestran que, en el seguimiento a largo plazo, usan el implante un 40% de los pacientes con MET®, un 65% con VSB® y un 80% con Carina®. Las razones de la no utilización del implante incluyen insatisfacción, fallos del dispositivo, problemas con la piel y progresión de la hipoacusia. Algunos de los pacientes que no lo utilizaban pidieron que se les explantase; otros decidieron dejarlo y utilizar una PA convencional.

Implante Activo Totalmente Implantable (Carina®)

Después de la implantación el dispositivo se activó 8 semanas después de la cirugía. Se hicieron estudios audiométricos en el momento de la activación y después de 1 mes, de 3 meses y luego cada 6 meses.

Los pacientes implantados con Carina® por hipoacusia NS y mixta aparecen reflejados en la tabla 8. Uno de los pacientes estaba probablemente fuera de indicación porque no quiso utilizar en ningún momento el implante y no quiso realizar los tests.

En 2008 se revisaron los primeros 12 pacientes implantados con el dispositivo Carina® para hipoacusia NS (8 casos) y mixta (4 casos). La figura 38 muestra la media de ganancia tonal y la figura 39 los resultados de discriminación para estos 12 casos.

Tabla 5

Resultados de 21 pacientes implantados con Carina (Hipoacusia NS o Mx) (Aix-Marseille)

| | Hipoacusia NS N=12 | Hipoacusia Mixta N= 9 |
|-------------------|---|--|
| Edad media | 58 | 59 |
| Ganancia auditiva | 2 Muy buena 5 Buena 5 Pobre o nula | 4 Muy buena 2 Buena 2 Pobre o nula 1 No estudiado |
| Satisfacción | 2 Muy satisfechos 3 Satisfechos 7 Poco satisfechos o no lo usan (3 explantaciones) | 4 Muy satisfechos 5 Poco satisfechos o no lo usan (3 explantaciones) |

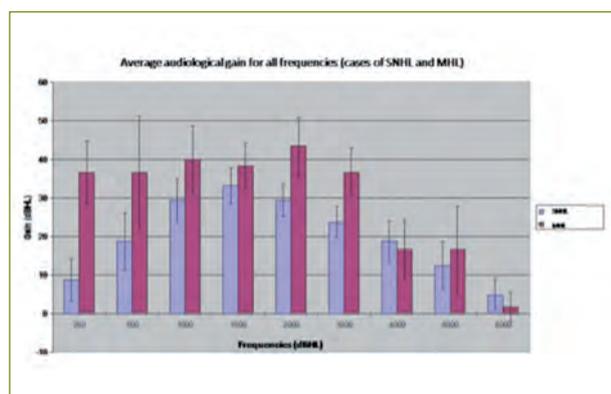


Figura 38

Ganancia media para todas las frecuencias en casos de Carina (Hipoacusia NS y Mixta) (Aix-Marseille).

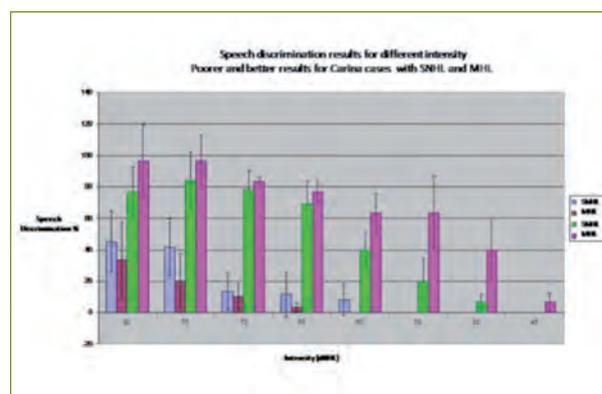


Figura 39

Resultados de discriminación en casos de Carina (Aix-Marseille).

La mayor ganancia se obtuvo en las frecuencias medias (1 KHz-3 KHz) con una media de 28.8 dB en casos de HNS y 39.5 dB en casos de hipoacusia mixta. Para las frecuencias bajas se obtuvo una importante ganancia en los casos de hipoacusia mixta porque en estos casos están bajas. En casos de hipoacusia NS las frecuencias bajas están conservadas y no requieren amplificación (media de 13,6 dB). En las frecuencias agudas (4 KHz-8 KHz) la ganancia es menos importante (12 dB de media para HNS y 16 dB para hipoacusia mixta) porque la pérdida auditiva es mayor y porque el efecto Larsen (reamplificación o *feedback*) limita la adecuada amplificación.

Evaluación de resultados

Uso del implante y disfunción

Los pacientes de los grupos MET® y VSB® utilizan el implante casi todo el día (12 horas de promedio). Aunque no estén totalmente satisfechos con su ganancia auditiva, la ausencia de molestias, dolor u oclusión en el conducto parecen compensar ese defecto (2). La duración de la batería fue superior para el VSB®. Para un número importante de pacientes con Carina®, el tener que cargar la batería todos los días les suponía un inconveniente claro. Algunos experimentaban dificultades con el micrófono oculto en forma de ruidos externos o propios que alteraban su vida diaria. Globalmente nuestros pacientes refirieron una tasa de malfuncionamiento

del dispositivo superior al 0,03% descrito por otros autores (3). El dispositivo externo de los semi-implantables causó problemas de irritación de la piel entre un 23 y un 25% de los pacientes y dolor entre un 12,5 y un 47%. Hubo que hacer cirugía de revisión en todos los casos de IAOM pero, sobre todo, en el grupo de MET®. A pesar de estos inconvenientes con los IAOM, estos han demostrado ser una buena solución coste-beneficio para pacientes con hipoacusia neurosensorial (4).

Ganancia auditiva

Los pacientes de este estudio cumplen los criterios de inclusión establecidos por las casas comerciales para IAOM. No es el objetivo de este trabajo el revisar dichas indicaciones, que ya han sido discutidas previamente (4-6). Brevemente, esta población de pacientes para hipoacusia NS tenía de moderada a severa pérdida auditiva con una curva descendente con caída en agudos. Habían utilizado previamente PA bien adaptadas que no les ofrecían un rendimiento adecuado o tenían contraindicaciones para utilizarlos por problemas de CAE. La seguridad de estos implantes ha sido puesta de manifiesto comparando los niveles de audición pre y posoperatoria sin que existan diferencias significativas. El grupo de VSB® tenía una audición basal ligeramente mejor que los grupos de Otologics®, con una caída descendente desde 40 a 80 dB en el grupo de VSB® comparada con los 60 a 90 del grupo de Otologics®. La ganancia mayor en el audiograma fue para el dispositivo semi-implantable MET®, seguido de cerca por los otros dos grupos. El grupo de VSB® tuvo una ganancia ligeramente superior que el Carina® para las frecuencias 2 kHz y 4 KHz. El nivel de discriminación (SRT) mejoró en promedio 28 dB en el implante MET®, comparado con los 13 dB del Carina® y los 10 dB del VSB®. Estudios previos también han encontrado mejoría en los niveles de ganancia y de discriminación con estos implantes (7), y Sterkers y col. (3) encontraron un 83% de satisfacción en los pacientes con VSB®, próximo al 72% de nuestro grupo de VSB®. Sin embargo, en otros estudios el grado de satisfacción no superó el obtenido con prótesis auditivas (8,9), si no fue peor (4). De hecho nosotros encontramos un número alto de pacientes que preferían la PA contralateral que el implante (figura 36). Para casos implantados con hipoacusia mixta mediante el dispositivo Carina®, algunos de los buenos resultados obtenidos no podríamos haberlos conseguido con prótesis auditivas convencionales. En general, observamos una mejoría auditiva en todos los grupos de implantes, ya descrita por otros autores (3). Esta ganancia se mantiene estable con el paso del tiempo (10).

Nivel de satisfacción de los pacientes

Con la progresión de la tecnología de las PA convencionales, un aspecto importante es conocer el grado de satisfacción obtenido con los IAOM comparado con el de PA. Ya que ambos sistemas proporcionan un grado adecuado de amplificación, es importante saber cuál es el más adecuado para el uso diario de los pacientes. Aunque la ganancia auditiva sea notable, los resultados en el uso diario de los implantes son menos satisfactorios. Más de la mitad de los pacientes en todos los grupos se quejan de una ganancia insuficiente y la comparación del resultado obtenido con los implantes con el de los audífonos en aquellos que lo utilizaban en el oído contralateral indica que el enfrentamiento entre ambos sistemas aún se mantiene vivo. Además de los motivos médicos por los que algunos pacientes se ven obligados a elegir un IAOM, algunos lo eligen por motivos cosméticos para poder sobrellevar su pérdida auditiva en situaciones de relación social, grupos de conversación o restaurantes (3). Los IAOM proporcionan un alto nivel de satisfacción en conversaciones entre dos personas, como queda reflejado en nuestro estudio (figura 37) y otros trabajos han mostrado este mismo grado de satisfacción en ambientes tranquilos (11-16). Pero dicho grado de satisfacción cae drásticamente en situaciones con más ruido de fondo.

Los IAOM ofrecen una alternativa razonable a pacientes con hipoacusia. El problema recae en hacer una buena indicación. En casos de hipoacusia NS, la indicación se centra en pacientes con problemas médicos que impiden el uso de PA convencionales. En el caso del Carina® deben resolverse problemas como el procesamiento del sonido, el micrófono o la recarga de baterías. En caso de hipoacusias mixtas podemos obtener buenos resultados aunque en este caso los IAOM deben compararse con los implantes osteointegrados disponibles en el mercado. Debemos proporcionar una información adecuada a nuestros pacientes para que puedan elegir la opción que más se ajusta a sus expectativas. Un paciente bien informado será un paciente satisfecho.

Resultados audiológicos en pacientes con cavidad radical implantados con VSB en la ventana redonda

En el Servicio de ORL del Hospital Universitario La Paz han realizado un estudio sobre un grupo de pacientes con cavidad radical previa a los que se les implantó un Vibrant

Tabla 9

Características de los pacientes. PTA: umbrales medios de la audiometría tonal a 0.5, 1, 2 and 4 KHz del oído implantado; SDS 65 dB, reconocimiento de palabras a 65dB; SRT, umbral de recepción del habla. DS, desviación estándar. (Hospital La Paz, Madrid)

| ID paciente | Sexo/Edad en la cirugía (años) | Nº de cirugías previas | Datos preoperatorios | | | | | Lado del implante |
|-------------|--------------------------------|------------------------|----------------------|-----------------------|--------------|-----------|------|-------------------|
| | | | PTA (0.5-4 KHz) ósea | PTA (0.5-4 KHz) aérea | Air bone gap | SDS 65 dB | SRT | |
| 1 | F/38 | 3 | 23 | 63 | 40 | 0% | 75 | Izquierdo |
| 2 | M/61 | 1 | 33 | 56 | 23 | 0% | 80 | Derecho |
| 3 | F/64 | 1 | 58 | 91 | 33 | 0% | 90 | Izquierdo |
| 4 | M/42 | 2 | 29 | 51 | 22 | 70% | 60 | Izquierdo |
| 5 | M/47 | 4 | 18 | 74 | 56 | 0% | 85 | Derecho |
| 6 | F/36 | 1 | 20 | 63 | 43 | 10% | 85 | Derecho |
| 7 | M/62 | 1 | 40 | 76 | 36 | 0% | 75 | Derecho |
| 8 | F/34 | 1 | 46 | 83 | 37 | 0% | 95 | Izquierdo |
| 9 | M/41 | 1 | 15 | 41 | 26 | 50% | 65 | Izquierdo |
| 10 | F/77 | 1 | 50 | 94 | 44 | 0% | 100 | Derecho |
| 11 | M/24 | 2 | 25 | 61 | 36 | 0% | 80 | Derecho |
| 12 | F/70 | 1 | 46 | 98 | 52 | 40% | 75 | Izquierdo |
| <hr/> | | | | | | | | |
| MEDIA | 49,7 | 1,6 | 33,6 | 70,9 | 37,3 | 14,2% | 80,4 | |
| DS | 16,6 | 1,0 | 14,1 | 18,1 | 10,6 | 24,7% | 11,6 | |

Soundbridge (VSB®) en la ventana redonda (VR), disponiendo ya de resultados a largo plazo.

Se incluyó un grupo homogéneo de 12 pacientes con hipoacusia bilateral mixta o conductiva, con antecedentes de cirugía de oído medio (entre 1-4) y cavidad radical previa a la implantación. Todos los sujetos eran candidatos para recibir un implante tipo VSB® (MEDEL®). Se excluyeron los pacientes implantados con VSB por indicación de hipoacusia neurosensorial, aquellos en los que se colocó el transductor en la cadena osicular o en la ventana oval, y aquellos en los que se colocó el transductor en la ventana redonda a través de una timpanotomía posterior. Las características principales de la muestra de pacientes se muestran en la tabla 9.

Pruebas audiológicas

Todos los pacientes se evaluaron antes de la cirugía y posteriormente con un seguimiento mínimo de 1 año después del implante (un sujeto tuvo una extrusión del implante a los 6 meses y rechazó una nueva cirugía –ID10).

Las pruebas realizadas fueron:

- En el preoperatorio: vía aérea (AC) tonal y vía ósea (BC), cálculo de SRT y SDS a 65dB con bislabos sin ruido (17).
- Después de la intervención quirúrgica: BC, SRT y SDS a 65dB para bislabos sin ruido con y sin el VSB®, y audiometría tonal en campo libre con y sin el VSB®, para calcular la ganancia funcional proporcionada por el dispositivo.

Si el paciente tenía mejor audición en el oído no implantado, este se enmascaró durante los tests.

Técnica quirúrgica estandarizada

Todos los pacientes fueron implantados unilateralmente con VSB®, mediante el procedimiento de vibroplastia en la VR, que consiste en posicionar el FMT (Floating Mass Transducer) sobre la membrana de la ventana redonda. En algunos casos se colocó un pequeño fragmento de fascia-pericondrio o cartílago en contacto con la membrana para proteger

Tabla 7

Hallazgos quirúrgicos (Hospital La Paz, Madrid)

| ID Pt | Hallazgos quirúrgicos | Fresado el nicho de la VR | Material entre FMT y VR | Material por detrás y por encima del FMT | Cierre del CAE | Estado de la Ventana Oval | Estado de la VR |
|-------|--|---------------------------|-------------------------|--|----------------|---------------------------|---|
| 1 | Cavidad abierta con TORP | Sí | Fascia | Cartílago | No | Fibrosis | Fibrosis |
| 2 | Cavidad abierta con estribo parcialmente fijo | Sí | Fascia | Cartílago y fascia | No | Normal | Normal |
| 3 | Cavidad abierta, gran meningocele, yunque interpuesto y fijo | Sí | Fascia | Cartílago | Sí | Fibrosis | Mucosa hipertrófica |
| 4 | Cavidad abierta con estribo parcialmente fijo, sylvatic en caja | Sí | Cartílago | Cartílago | No | Normal | Estrecha y fibrosis |
| 5 | Cavidad abierta con Perforación activa neotímpano | Sí | Nada | Cartílago | Sí | Normal | Mucosa congestiva |
| 6 | Estribo móvil, ausencia de yunque y martillo Bulbo de la yugular alto | Sí | Cartílago | Cartílago | No | Normal | Tejido cicatrizal |
| 7 | Cavidad abierta con TORP. Bulbo de la yugular alto. | Sí | Cartílago | Cartílago | No | Normal | Normal |
| 8 | Cavidad abierta sin cadena osicular | Sí | Cartílago | Cartílago | No | Fibrosis | Fibrosis y estrecha |
| 9 | Cavidad abierta sin cadena osicular | Sí | Nada | Cartílago | No | Normal | Fibrosis. Hipotímpano estrecho |
| 10 | Cavidad abierta sin cadena osicular | Sí | Cartílago | Cartílago | No | Platina fija | Normal |
| 11 | Cavidad abierta sin cadena osicular | Sí | Cartílago | Cartílago | No | Normal | Orientada inferiormente con mucho hueso en el nicho |
| 12 | Cavidad abierta con timpanoesclerosis y estribo parcialmente fijo | Sí | Nada | Cartílago | No | Platina fija | Muy profunda |

su integridad y optimizar así el acoplamiento con el FMT, en función de los resultados de monitorización intraoperatoria mediante electrococleografía. En todos los sujetos, se accedió al oído medio a través de la cavidad radical previa. En dos pacientes (ID.3 y 5) se realizó una petrosectomía subtotal con cierre del CAE (18). La tabla 10 muestra los principales hallazgos quirúrgicos de la serie de pacientes.

Electrococleografía (ECOG)

Se ha visto que existen grandes variaciones en resultados en los pacientes con VSB® con el FMT en VR (19-22). Esta variabilidad se debe a la falta de estandarización del método

quirúrgico. En todos nuestros pacientes se realizaron medidas de ECoG intraoperatorias (23-25). En cada paciente se realizaron distintas medidas colocando el FMT bien directamente sobre la VR o con algún tejido interpuesto. Se eligió la situación quirúrgica que mejor respuesta electrofisiológica obtuvo.

Análisis estadístico

Los datos se analizaron con el paquete estadístico SPSS v15.0. Se empleó el test no paramétrico para muestras relacionadas de Wilcoxon. Los valores se expresan como media±desviación estándar (DS).

Resultados

Vía ósea antes y después de la cirugía

Las medidas de los umbrales de BC a 0,5, 1, 2 y 4 KHz evaluadas en el momento de activación del implante fueron $33,9 \pm 10,6$ dB HL. Estos valores y los preoperatorios se muestran en la figura 40, no existiendo cambio significativo entre ellos en ninguna frecuencia.

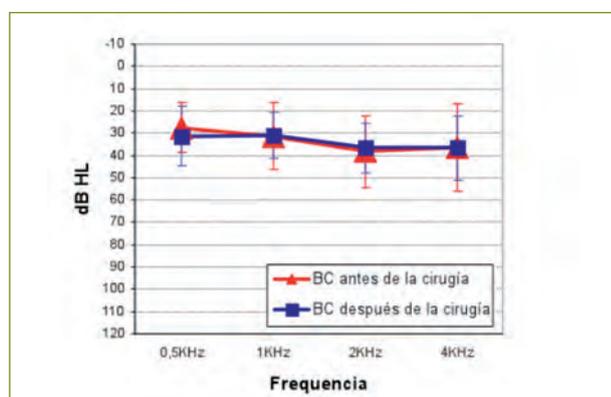


Figura 40

Medidas de vía ósea (BC) antes y después de la cirugía. Triángulo, umbrales preoperatorios de BC; Cuadrado, umbrales de BC en la primera programación. BC, vía ósea. Las barras muestran las desviaciones estándar (Hospital La Paz, Madrid)

Ganancia

El beneficio obtenido con el VSB® se evaluó comparando los valores de los umbrales obtenidos de la audiometría verbal en campo libre con y sin el procesador. En la figura 41a se muestran los valores medios de la ganancia funcional (la diferencia entre los umbrales sin y con el VSB®) después de un año de la activación y en la última revisión del paciente (una media de 36 meses tras la cirugía). En el último seguimiento, la ganancia funcional estuvo entre $20,8 \pm 9,5$ y $44,2 \pm 17,9$ dB HL (media $34,3 \pm 12,9$ dB HL), con el valor más alto de ganancia a 4 KHz. Si el acoplamiento del FMT en la VR es perfecto, se debería esperar un cierre completo de la diferencia ósea-aérea (18). Se puede hacer una medida aproximada de la efectividad del acoplamiento mecánico comparando la vía ósea y los umbrales obtenidos en campo libre en todas las frecuencias (figura 41b).

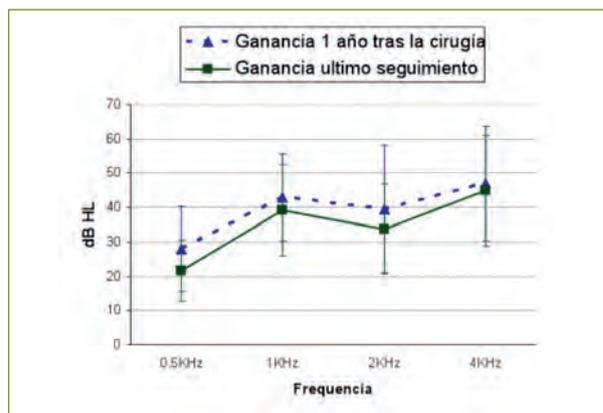


Figura 41a

Valores medios de la ganancia funcional (diferencia entre los valores de la audiometría tonal en campo libre con y sin el VSB) al año del implante (triángulo, línea discontinua), y en la última revisión (cuadrado, línea continua). Las barras verticales muestran las desviaciones estándar. (Hospital La Paz, Madrid)

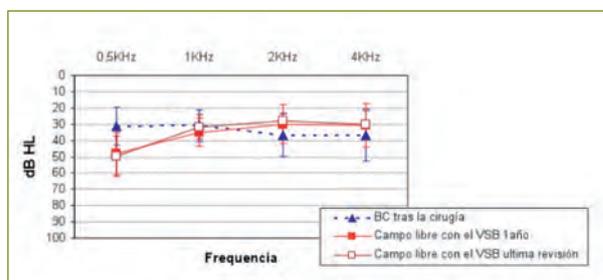


Figura 41b

Umbrales de los valores de la audiometría tonal en campo libre con el VSB comparados con los umbrales de vía ósea. BC, vía ósea. (Hospital La Paz, Madrid)

Audiometría verbal

SDS: valores pre vs. posoperatorios con el VSB®

El reconocimiento de palabras (SDS a 65 dB) mejoró significativamente de $14,2 \pm 24,7\%$ a $82,1 \pm 21,0\%$ después de un año de uso del VSB, y a $82,9 \pm 21,6\%$ en la última revisión ($p=0.002$) (figura 42). Es importante señalar que 8 sujetos tenían una discriminación de 0% a 65 dB en el test

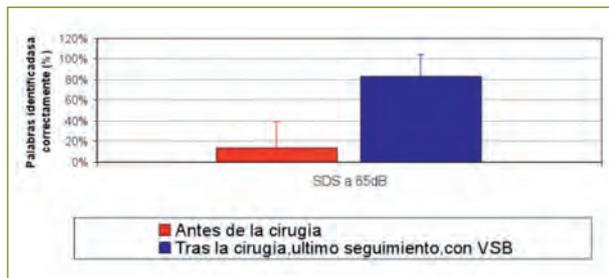


Figura 42

Discriminación de bisílabos a 65 dB antes y después de la cirugía (último seguimiento, con VSB). Las barras verticales muestran las desviaciones estándar. (Hospital La Paz, Madrid)

preoperatorio (tabla 4). El test estadístico demostró que el beneficio que el paciente obtiene con el VSB es estable en el tiempo.

SDS: valores posoperatorios sin el VSB® vs. valores posoperatorios con el VSB®

Todos los sujetos demostraron un incremento significativo en la inteligibilidad con el uso del VSB®, como se observa con los valores de SDS obtenidos con y sin el dispositivo: $82,1 \pm 21,0\%$ vs. $10,8 \pm 26,1$ y $82,9 \pm 21,6\%$ vs. $31,7 \pm 38,8\%$, al año y en la última revisión, respectivamente ($p=0.002$ y 0.005). No se observó ningún cambio en los valores obtenidos sin el VSB® en ambos periodos evaluados con los datos de antes de la cirugía.

SRT: valores pre vs. posoperatorios con el VSB®

Antes de la cirugía, los valores del SRT estaban comprendidos entre 60 y 100 dB SPL (media $80,4 \pm 11,6$). Tras varias programaciones pasaron a valores entre 25 y 70 dB SPL (media $50,8 \pm 12,4$) (al año de la cirugía), y entre 25 y 65 dB SPL (media $40,4 \pm 15,4$) en la última revisión. La mejoría de estos valores fue estadísticamente significativa con respecto a los valores preoperatorios ($p=0.002$).

SRT: valores posoperatorios sin el VSB® vs. valores posoperatorios con el VSB®

De media, el VSB® mejoró significativamente los valores de SRT en silencio de $102,9 \pm 29,5$ (sin VSB®) a $50,8 \pm 12,4$ dB SPL (con VSB®) (un año después), y de $85,4 \pm 36,4$ (sin VSB®) a $40,4 \pm 15,4$ dB SPL (con VSB®) (en la última revisión del paciente) ($p=0.002$). De nuevo, queda demostrado

que el beneficio experimentado por el paciente al año es estable en el tiempo.

Implante Activo de Oído Medio Esteem®

El implante Esteem® de Envoy Medical® (St Paul, MN, USA) constituye el único dispositivo implantable invisible aprobado por la FDA e indicado para la rehabilitación auditiva de la hipoacusia neurosensorial (figura 43). Requiere una intervención quirúrgica transmastoides con timpanotomía posterior. Obliga a la desarticulación incudoestapedial y sacrificio de la apófisis larga del yunque y de la cuerda del tímpano. Se utiliza cemento biológico para estabilizar el implante.

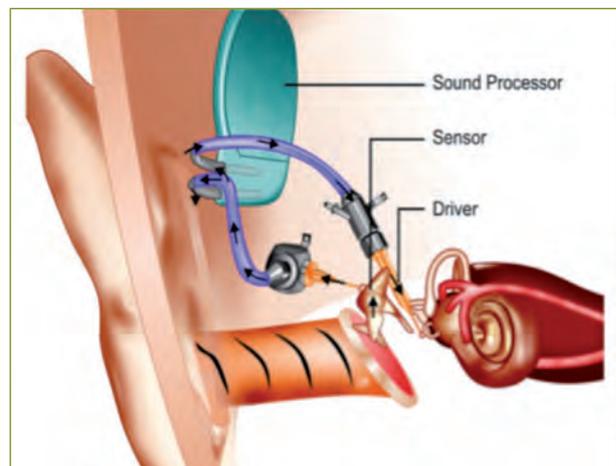


Figura 43

Implante Esteem de Envoy Medical. Sistema piezoeléctrico retroalimentado (Hospital Sant'Andrea Roma).

Entre las características más reseñables se incluyen:

- La base técnica del dispositivo es piezoeléctrica con una estimulación electromecánica sobre la cadena osicular. No requiere de micrófono ya que la propia membrana timpánica realiza dicha función. No necesita recargar la batería (se retroalimenta) que debe ser sustituida pasados varios años (4 de media).
- La indicación audiológica incluye la hipoacusia neurosensorial bilateral.

Los criterios de inclusión serían:

1. Hipoacusia NS bilateral de moderada a severa.
2. Pacientes de más de 18 años.
3. Con una discriminación de al menos el 40%.
4. Con un oído medio normal (ventilado con timpanometría normal).
5. Con una celularidad mastoidea adecuada para recoger dos transductores de 16 (sensor) y 20 mm (estimulador).

Desde el año 2007 se han implantado 34 pacientes con el dispositivo Esteem® en la Clínica ORL de la Azienda Ospedaliera-Universitaria de Sant'Andrea en Roma. La población incluye pacientes entre 18 y 74 años (12 mujeres y 22 hombres).

Los resultados audiológicos en mejoría de Umbral Tonal medio (250-2.000 Hz) aparecen reflejados en la figura 44. En más del 80% de los casos se obtiene una mejoría clara.

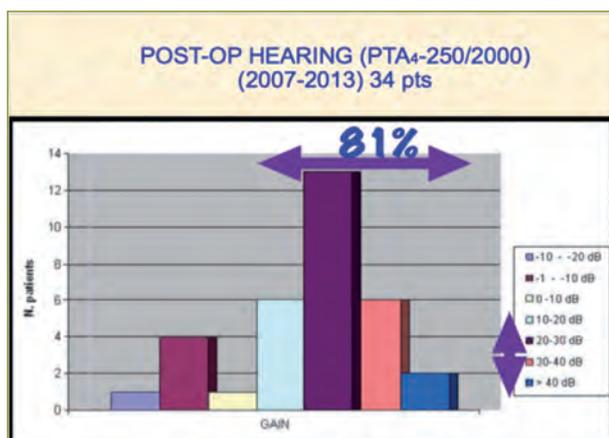


Figura 44

Mejoría en nivel de ganancia auditiva en el umbral tonal (PTA) obtenido después de la activación del implante Esteem®. (Hospital Sant'Andrea Roma).

La comparación de los resultados auditivos con implante Esteem® con aquellos obtenidos con prótesis acústica convencional muestran una superioridad, aunque no significativa, del implante respecto de la PA (figura 45).

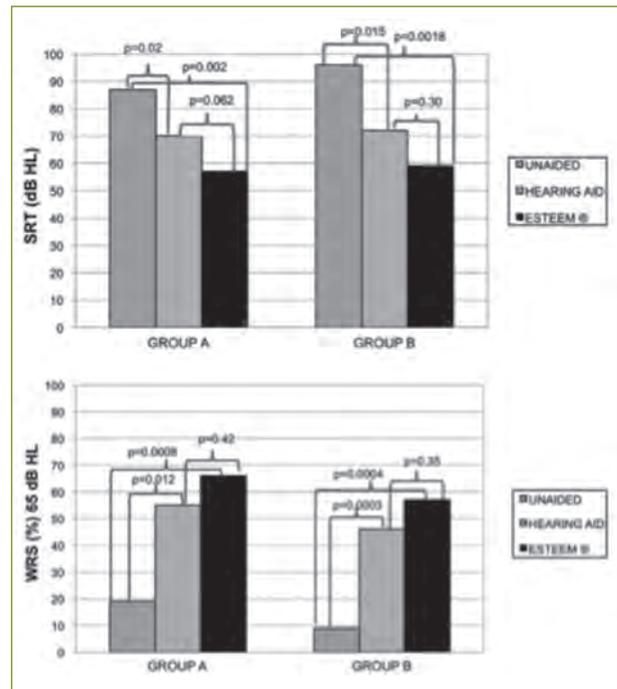


Figura 45

Comparación de la audiometría vocal del rendimiento de sujetos con implante Esteem® respecto a prótesis auditiva y a la situación sin ningún tipo de amplificación. (Hospital Sant'Andrea Roma).

Las complicaciones posquirúrgicas incluyen las obligadas por el procedimiento (hipoacusia de 30 dB por la interrupción de la articulación incudostapedial y la alteración del gusto), y aquellas no esperadas:

- 3 explantaciones (por dehiscencia del procesador, acúfenos intolerables y resonancia auditiva).
- 3 parálisis faciales diferidas recuperadas *ad integrum* en 6-8 semanas.
- 5 revisiones transcanal motivadas por adherencias en oído medio.

El implante Esteem®, a pesar de su complejidad quirúrgica y la posibilidad de complicaciones representa un dispositivo fiable para la recuperación auditiva en hipoacusias neurosensoriales y que por su condición de totalmente implantable ofrece un alto grado de satisfacción a los pacientes.

Cuando la selección de los pacientes es adecuada, los resultados obtenidos son buenos y el índice de satisfacción elevado (26).

CONCLUSIONES

Los implantes activos de oído medio suponen una opción de rehabilitación auditiva válida y efectiva. La complejidad técnica y un rango de indicaciones que compite con otras formas de rehabilitación auditiva hacen compleja la selección de candidatos. Los resultados auditivos demuestran su eficacia; los resultados de las encuestas de satisfacción indican que la selección de candidatos debe hacerse de forma muy cuidadosa si se quiere obtener un buen resultado que satisfaga a los pacientes.

BIBLIOGRAFÍA

1. Zenner, H. *et al.* Patient selection for total implantation of TICALZ 3001, *Am J Otol* 2000.
2. Snik, A.; Cremers, C. Vibrant semi-implantable hearing device with digital sound processing: effective gain and speech perception, *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2001; 127 (12): 1433-1437.
3. Sterkers, O.; Boucarra, D.; Labassi, S.; Bebear, J. P.; Dubreuil, C.; Frchet, B.; Fraysse, B.; Lavielle, J. P.; Magnan, J.; Martin, C.; Truy, E.; Uziel, A.; Vaneecloo, F. M. A middle ear implant, the Symphonix vibrant soundbridge: Retrospective study of the first 125 patients implanted in France, *Otol Neurotol* 2003; 24: 427-436.
4. Snik, A.; Van Duljnhoven, N.; Mylanus, E.; Cremers, C. Estimated cost-effectiveness of active middle ear implantation in hearing-impaired patients with severe external otitis, *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2006; 132: 1210-1215.
5. Fisch, U.; Cremers, C.; Lenarz, T.; Weber, B.; Babighian, G.; Uziel, A.; Proops, D.; O'Connor, A.; Charahon, R.; Helms, J.; Fraysse, B. Clinical experience with the Vibrant Soundbridge Implant Device, *Otol Neurotol* 2001; 22: 962-972.
6. Verhaegen, V.; Mylanus, E.; Cremers, C.; Snik, A. Audiological application criteria for implantable hearing aid devices: a clinical experience at the Nijmegen ORL clinic, *Laryngoscope* 2008; 118: 1645-1649.
7. Todt, I.; Seidl, R.; Gross, M.; Ernst, A. Comparison of different vibrant soundbridge audioprocessors with conventional hearing aids, *Otol Neurotol* 2002; 23: 669-673.
8. Fraysse, B.; Lavielle, J. P.; Schmerber, S.; Enée, V.; Truy, E.; Vincent, C.; Vaneecloo, F. M.; Sterkers, O. A multicenter study of the Vibrant Soundbridge middle ear implant: Early clinical results and experience, *Otol Neurotol* 2001; 22: 952-961.
9. Schmuziger, N.; Schimmann, F.; àWengen, D.; Jochen Patscheke, J.; Probst, R. Long-term assessment after implantation of the Vibrant Soundbridge device, *Otol Neurotol* 2006; 27: 183-188.
10. Mosnier, I.; Sterkers, O.; Boucarra, D.; Labassi, S.; Bebear, J. P.; Bordure P.; Dubreuil, C.; Dumon, T.; Frchet, B.; Fraysse, B.; Lavielle, J. P.; Magnan, J.; Martin, C.; Meyer, B.; Mondain, M.; Portmann, D.; Robier, A.; Schmerber, S.; Thomassin, J. M.; Truy, E.; Uziel, A.; Vaneecloo, F. M.; Vincent, C.; Ferrary, E. Benefit of the Vibrant Soundbridge device in patients implanted for 5 to 8 years, *Ear Hearing* 2008; 29: 281-284.
11. Todt, I.; Seidl, R.; Mutze, S.; Ernst, A. MRI scanning and incus fixation in vibrant soundbridge implantation, *Otol Neurotol* 2004; 25: 969-972.
12. Uziel, A.; Mondain, M.; Hagen, P.; Dejean, F.; Doucet, G. Rehabilitation for high frequency sensorineural hearing impairment in adults with the Symphonix vibrant soundbridge: a comparative study, *Otol Neurotol* 2003; 24: 775-783.
13. Garin, P.; Thill, M.; Gerard, J.; Galle, C.; Gersdorff, M. Speech discrimination in background noise with the vibrant soundbridge middle ear implant, *Otorhinolaryngol Nova* 2002; 12: 119-123.
14. Rameh, Ch.; Meller, R.; Lavielle, J. P.; Deveze, A.; Magnan, J. Long term patient satisfaction with different middle ear hearing implants in sensorineural hearing loss. *Otol Neurotol* 2010; 31: 883-892.
15. Vincent, C.; Fraysse, B.; Lavielle, J. P.; Truy, E.; Sterkers, O.; Vaneecloo, F. A longitudinal study on postoperative hearing thresholds with the Vibrant Soundbridge device, *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2004; 261: 493-496.
16. Jenkins, H.; Niparko, J.; Slattery, W.; Neely, G.; Fredrickson, J. Otolitics middle ear transducer ossicular stimulator: Performance results with varying degrees of sensorineural hearing loss, *Acta Otolaryngol* 2004; 124: 391-394.

17. Cárdenas de, M. R.; Marrero, V. *Cuaderno de Logaudiometría*, Cuadernos de la Universidad de Educación a Distancia. Simancas Ed. (1994).
18. Linder, T.; Schlegel, C. *et al.* "Active middle ear implants in patients undergoing subtotal petrosectomy: new application for the Vibrant Soundbridge device and its implication for lateral cranium base surgery". *Otol Neurotol* (2009). 30 (1): 41-47.
19. Beltrame, A. M.; Martini, A. *et al.* "Coupling the Vibrant Soundbridge to cochlea round window: auditory results in patients with mixed hearing loss". *Otol Neurotol* (2009). 30 (2): 194-201.
20. Dumon, T.; Gratacap, B. *et al.* Vibrant Soundbridge middle ear implant in mixed hearing loss. Indications, techniques, results. *Rev Laryngol Otol Rhinol* (Bord) (2009). 130(2): 75-81.
21. Streitberger, C.; Perotti, M., *et al.* "Vibrant Soundbridge for hearing restoration after chronic ear surgery". *Rev Laryngol Otol Rhinol* (Bord) (2009) 130 (2): 83-88.
22. Baumgartner, W. D.; Boheim, K., *et al.* The vibrant soundbridge for conductive and mixed hearing losses: European multicenter study results. *Adv Otorhinolaryngol* (2010). 69: 38-50.
23. Colletti, V.; Mandala, M. *et al.* "Electrocochleography in round window Vibrant Soundbridge implantation." *Otolaryngol Head Neck Surg* (2012). 146 (4): 633-640.
24. Mandala, M.; Colletti, L. *et al.* "Treatment of the atretic ear with round window vibrant soundbridge implantation in infants and children: electrocochleography and audiologic outcomes". *Otol Neurotol* (2011). 32 (8): 1250-1255.
25. Radeloff, A.; Shehata-Dieler, W. *et al.* "Intraoperative monitoring of active middle ear implant function in patients with normal and pathologic middle ears". *Otol Neurotol* (2011). 32 (1): 104-107.
26. Mauer, J.; Savvas, E. The Esteem System: a totally implantable hearing device. In Böheim, K. (ed.), *Active Middle Ear Implants*. Adv. Otorhinolaryngol, Basel, Karger 2010. vol. 69, pp 59-71.

16.3.3. PRUEBAS OBJETIVAS EN IMPLANTES ACTIVOS DE OÍDO MEDIO

GLORIA GUERRA-JIMÉNEZ*, ÁNGEL OSORIO ACOSTA A, ÁNGEL RAMOS MACÍAS

Desde la introducción de los implantes activos del oído medio (IAOM) en los años 90 ⁽¹⁾, los únicos criterios para determinar el buen funcionamiento del dispositivo fueron la satisfacción subjetiva de los pacientes y la ganancia audiométrica posoperatoria. Winter *et al.* ⁽²⁾ fueron los primeros en introducir un método objetivo para evaluar el desempeño del implante, utilizando un modelo de cadáver para comparar los valores de función de transferencia inversa o Reverse Transfer Function (RTF) con vibrometría láser que, midiendo el movimiento anterógrado del estribo, correlacionan la ganancia posoperatoria del dispositivo con los valores de RTF en el oído medio de pacientes implantados.

Para estandarizar la evaluación de los implantes activos de oído medio (IAOM), la Food and Drug Administration patrocinó el desarrollo de un protocolo basado en la VLD para cuantificar los resultados de los IAOM [ASTM International F2504-05, 2005] ⁽³⁾, concluyendo que la medida de la función de transferencia sonora del oído medio como la velocidad de movimiento del estribo o el desplazamiento en respuesta al estímulo del cambio de presión en el CAE son métodos válidos para cuantificar la función de los IAOM.

VIBROMETRÍA LÁSER DOPPLER (VLD)

En los últimos años, numerosos estudios han demostrado la utilidad de la VLD en el estudio de la transmisión sonora al oído interno. Ha sido empleada para estudiar la movilidad de la membrana timpánica en cadáver ⁽⁴⁾ e in vivo ^(5, 6), en el diagnóstico etiológico de la hipoacusia transmisiva con tímpano íntegro ⁽⁷⁾ e incluso para cuantificar de forma objetiva los resultados tras una estapedectomía ⁽⁸⁾.

Dentro del área de los IAOM, la VLD se utiliza para estudiar el movimiento de la cabeza del estribo, el promontorio o del propio transductor. Se ha utilizado como prueba objetiva de

* Gloria Guerra Jiménez. Avenida Marítima del Sur, s/n. 35001 Las Palmas, España. Teléfono de contacto: 34 928 44 18 01. Fax: +34 928 44 18 03. E-mail: gloriaguerraj@gmail.com

comprobación intraoperatoria del funcionamiento del dispositivo y, en estudios experimentales, para examinar la influencia de las diferentes formas de colocación del FMT en la ventana redonda sobre la transmisión sonora (9) o comparar los resultados obtenidos al colocar el FMT sobre la ventana redonda o sobre una prótesis osicular parcial o total (10).

La figura 46 muestra el diagrama de un sistema experimental de VLD (11). Al microscopio quirúrgico se acopla, en el lugar del visor lateral, el dispositivo de VLD con un goniómetro que facilita la alineación del haz de láser y el eje visual. Los focos del haz de láser y el microscopio se calibran antes de la medición. De esta manera, el haz de láser pasa a través de un prisma que lo ajusta a lo largo del eje visual del microscopio de forma que el haz es entregado al punto deseado a través de la lente del objetivo. El haz láser reflejado en el punto deseado alcanza el Vibrómetro Láser Doppler de manera inversa.

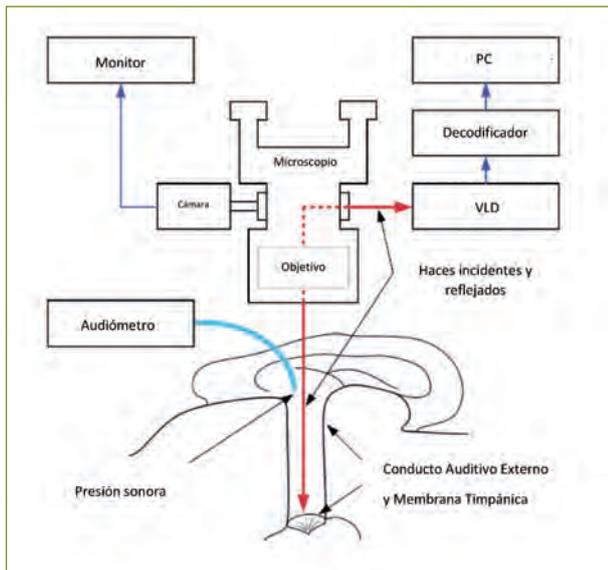


Figura 46
Diagrama de un sistema experimental de VLD utilizado por Kunimoto *et al.* (10).

La VLD trabaja comparando la frecuencia del haz enviado con el reflejado por la superficie en movimiento que estudiamos. La precisión de la comparación de los haces salientes y reflejados depende de la amplitud del haz reflejado al volver

al decodificador. En algunos estudios se han emplazado junto a los puntos de medición pequeños trozos de cinta reflectiva para mejorar la reflexión de la señal láser y de este modo la relación señal-ruido. El efecto de la pequeña masa adicional de cinta ha demostrado ser insignificante (8).

La medida de la vibración varía entre individuos y dentro del mismo individuo debido a cambios en la posición relativa del espéculo aural y la estructura estudiada (12, 13), lo que tiene consecuencias en términos de reproducibilidad.

Las salidas del Vibrómetro Láser Doppler son digitalizadas a través de un convertidor o decodificador analógico-digital. Los resultados se almacenan y se muestran en la pantalla de ordenador en tiempo real.

A pesar de utilidad clínica y su no invasividad, la VLD no ha adquirido aún un uso extendido en la práctica clínica diaria. Aunque el coste elevado del sistema y la complejidad de las medidas parecen ser factores limitantes, es posible que el uso diario de la VLD aumente en un futuro próximo.

FUNCIÓN DE TRANSFERENCIA INVERSA O 'REVERSE TRANSFER FUNCTION' (RTF)

En los últimos años, la versatilidad de los FMT ha llevado a diferentes tipos de posicionamiento del mismo: puede ser colocado sobre la cabeza del estribo, sobre una prótesis de reemplazo osicular parcial o total, sobre la ventana oval o la ventana redonda. En la indicación clásica, el FMT está firmemente engarzado a una cadena de huesecillos intacta. La gran mayoría de la energía mecánica de la FMT se transfiere así al oído interno a través de las vibraciones del estribo. Sin embargo, una pequeña parte de la energía mecánica se transmite en el canal auditivo externo por la vibración retrógrada del mango del martillo y la membrana timpánica (14). La medición de esta energía retrógrada ha sido etiquetada como función de transferencia inversa (RTF) por Winter *et al.*

Existen hasta el momento dos aplicaciones fundamentales de la RTF: como medida comprobación de la integridad del implante y, durante el *fitting* del dispositivo, para ajustar el nivel de amplificación del audioprocesador hacia el FMT y obtener así una ganancia óptima manteniendo niveles de confort apropiados.

La RTF proporciona al cirujano intraoperatoriamente información valiosa sobre la calidad de acoplamiento del Floating Mass Transducer (FMT) a la cadena de huesecillos (2) por lo que puede utilizarse como prueba objetiva de comprobación intra o posoperatoria inmediata. Además puede utilizarse como test rápido de integridad del implante en los controles posoperatorios. Para tal fin, MED-EL diseñó y distribuyó el dispositivo adaptado a esta aplicación, el VSB Quick-Check® (ver figura 47) (15).



Figura 47
Dispositivo VSB QuickCheck®, diseñado para evaluar la integridad del VSG en consulta.

El ajuste de los IAOM, al igual que el de los audífonos convencionales, debe descansar sobre medidas objetivas que estimen la audición real durante las sesiones de montaje. Así, pues, se requieren mediciones in situ en el canal auditivo externo para considerar las propiedades de resonancia del canal auditivo, la vibración anterógrada del estribo hacia el oído interno, y la vibración retrógrada del mango del martillo y de la membrana timpánica hacia el conducto auditivo externo (2).

La ganancia del IAOM depende principalmente de la calidad de acoplamiento de FMT en el oído medio y del ajuste o *fitting* posoperatorio. Una herramienta objetiva, como la RTF, estima la ganancia auditiva producida por el IAOM y ayuda a optimizar su eficiencia. Como condición, el FMT debe fijarse de manera clásica, sobre una cadena de huesecillos intacta.

La RTF permite la determinación de la energía transmitida a través de los transductores al oído interno midiendo el nivel

de presión acústica en el conducto auditivo externo (2). En la figura 48 se esquematiza la puesta en marcha del dispositivo. El audioprocesador externo que lleva el paciente se conecta a un ordenador a través de un cable o mediante conexión inalámbrica. Se estimula con ruido blanco de intensidad constante en el nivel de confort del paciente que es detectado por el audioprocesador. Las vibraciones de sonido externas se amplifican y generan una señal eléctrica que es transmitida transcutáneamente hacia el receptor interno y luego al FMT, lo que genera la vibración de la cadena osicular. La RTF es recogida por una sonda micrófono insertada en el canal auditivo externo del paciente, cerca de la membrana timpánica, que mide la presión sonora en el interior del canal auditivo en decibelios SPL (14) permitiendo así detectar determinadas caídas de presión en el CAE en todo el espectro de frecuencias (ver figura 49, imagen inferior) que no podrían detectarse mediante los test audiométricos estándar. Estas caídas, que aparecen de forma individual en cada paciente, traducen la variabilidad anatómica del oído medio de cada individuo y los efectos particulares del acoplamiento logrado entre el transductor y la cadena de huesecillos (2).

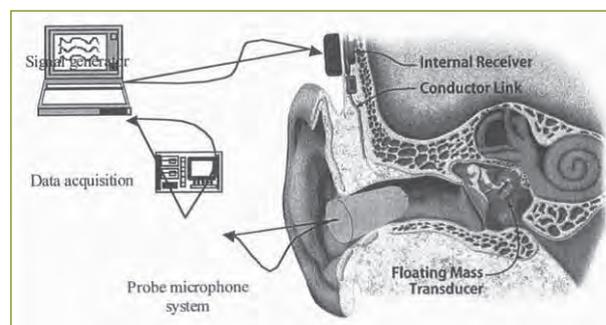


Figura 48
Puesta en marcha del dispositivo para medir RTF, esquema resumen del prototipo diseñado por Winter *et al.* (2).

El audiólogo o programador ajusta la amplificación necesaria, llamado valor *Connex*, dependiendo del valor RTF recogido y el confort del paciente. A partir de entonces, el procesador se desconecta del sistema y realiza una audiometría tonal con y sin el dispositivo activado para obtener la ganancia funcional del mismo.

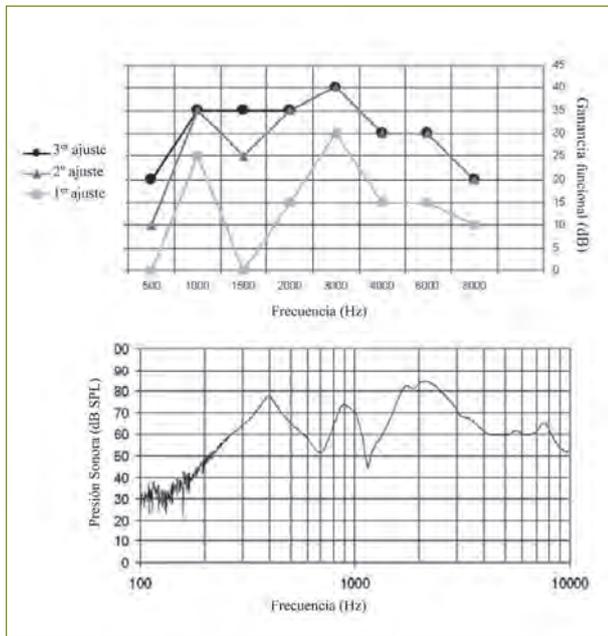


Figura 49

Ejemplo del *fitting* de VSB reportado por Winter *et al.* En la imagen superior se representa la ganancia funcional alcanzada en cada ajuste del dispositivo. En la imagen inferior, los resultados de RTF obtenidos.

Por lo tanto, para cada paciente, habría tres mediciones: la primera, la RTF, es la energía mecánica retrógrada en dB SPL generada por el mango de martillo y la membrana timpánica; la segunda, el valor *Connexx*, es el nivel de amplificación en dB entregado por el audioprocesador al FMT; y la tercera medida, la ganancia del dispositivo, es la diferencia en decibelios del nivel de audición (dB HL) en un campo libre con y sin ayudas. Suelen realizarse dos sesiones de *fitting* más al cabo de 2 y 4 semanas después de la primera aproximadamente, teniendo en cuenta el valor de RTF recogido durante la primera sesión y modificando del valor *Connexx* para obtener una ganancia óptima (14).

Existe una importante disparidad de los valores de RTF entre pacientes, probablemente debido a las variaciones sutiles del acoplamiento del FMT en el yunque y también a las propiedades de vibración de cada sistema de timpano oscular (14). Ha quedado establecida una relación clara entre la

evaluación subjetiva o ganancia del dispositivo y su estimación objetiva (RTF), variando el valor *Connexx*. La RTF junto con valor *Connexx* y la ganancia del dispositivo están altamente correlacionados. Por lo tanto, un valor alto de RTF, que refleja el buen acoplamiento del FMT a la cadena osicular, necesita un valor *Connexx* bajo obtener una ganancia satisfactoria en los niveles de confort. Por el contrario, un valor de RTF baja, que indica un acoplamiento subóptimo del FMT a la cadena osicular, requiere un valor *Connexx* alto, produciendo de este modo una ganancia satisfactoria en los niveles de confort. En otros términos, para obtener la ganancia óptima, el valor *Connexx* debe ser adaptado por el audiólogo en función del valor de RTF recogido en el micrófono durante el primer ajuste del dispositivo. Este es el objetivo final de la medición de RTF.

La figura 49 muestra el ejemplo del *fitting* reportado por Winter *et al.*: el primer ajuste, realizado en base a la regla de prescripción para audífonos convencionales sin realización de RTF, resultó insatisfactoria para el paciente pues refería una audición poco natural y escaso beneficio en discriminación verbal. La medición mediante RTF mostró caídas severas en las frecuencias de 700 y 1.200 Hz (figura 49, imagen inferior), lo que permitió un reajuste del audioprocesador hasta obtener una audición más natural y pasar de un 5% de discriminación sin ayudas a una discriminación del 20, 65 y 90% tras el primer, segundo y tercer ajuste, respectivamente.

MODELO DEL OÍDO HUMANO COMPUTACIONAL O DE ELEMENTOS FINITOS EN TRES DIMENSIONES

Al mismo tiempo que la FDA creaba un sistema objetivo para evaluar los resultados de los IAOM mediante VLD o RTF, un modelo de elementos finitos en tres dimensiones del oído humano, que incluía de forma precisa las estructuras anatómicas del conducto auditivo externo, la membrana timpánica, la cadena osicular y la caja timpánica, se estaba desarrollando basándose en imágenes cortes histológicos de hueso temporal (16, 17).

El modelo fue validado (18) estudiando las respuestas del oído medio a la presión del sonido en la superficie lateral de la membrana timpánica y comparando los resultados del modelo con las medidas experimentales publicadas. Posteriormente ha sido mejorado añadiendo la capacidad de

transmitir cambios de presión en fluidos similares a los existentes en condiciones patológicas como la otitis media serosa (18). En el ámbito de los IAOM, sobre el modelo se han realizado análisis de vibración acústico-mecánica y estudios del acoplamiento electromagnético entre la bobina y el imán (19, 20) antes de su experimentación sobre el hueso temporal humano.

BIBLIOGRAFÍA

1. Cenjor Español, C.; Morera Pérez, C.; Ramos Macías, A. Mecanismo de funcionamiento de los implantes de oído medio. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2008; 59 Supl 1: 7-9.
2. Winter, M.; Weber, B. P.; Lenarz, Th. The use of reverse transfer function (RTF) in the fitting procedure of implantable hearing devices. *Cochlear Implants Int* 2005; 6 Supl 1: 59-62.
3. Standard Practice for Describing System Output of Implantable Middle Ear Hearing Devices. ASTM International F2504-05 [online]. Disponible en: www.astm.org/Standards/F2504.htm
4. Vlaming, M. S.; Feenstra, L. Studies on the mechanics of the normal human middle ear. *Clin Otolaryngol Allied Sci* 1986; 11: 353-363.
5. Goode, R. L.; Ball, G.; Nishihara, S. Measurement of umbo vibration in human subjects by method and possible clinical applications. *Am J Otol* 1993; 14: 247-251.
6. Whittemore, K. R Jr.; Merchant, S. N.; Poon, B. B.; et al. A normative study of tympanic membrane motion in humans using a laser Doppler vibrometer (LDV). *Hear Res* 2004; 187: 85-104.
7. Rosowski, J. J.; Mehta, R. P.; Merchant, S. N. Diagnostic utility of laser-Doppler vibrometry in conductive hearing loss with normal tympanic membrane. *Otol Neurotol* 2003; 24: 165-175.
8. Sim, J. H.; Chatzimichalis, M.; Rööslé, C.; Laske, R. D.; Huber, A. M. Objective assessment of stapedotomy surgery from round window motion measurement. *Ear Hear*. 2012; 33(5): e24-31.
9. Arnold, A.; Stieger, C.; Candreia, C.; Pfiffner, F.; Kompis, M. Factors improving the vibration transfer of the floating mass transducer at the round window. *Otol Neurotol* 2010; 31(1): 122-128.
10. Shimizu, Y.; Puria, S.; Goode, R. L. The floating mass transducer on the round window versus attachment to an ossicular replacement prosthesis. *Otol Neurotol* 2011; 32: 98-103.
11. Kunimoto, Y.; Hasegawa, K.; Arai, S.; Kataoka, H.; Yamazaki, H.; Kuya, J.; Kitano, H. Sequential Multipoint Motion of the Tympanic Membrane Measured by Laser Doppler Vibrometry: Preliminary Results for Normal Tympanic Membrane. *Otol Neurotol*. 2013; 5 [Epub ahead of print].
12. Rosowski, J. J.; Nakajima, H. H.; Merchant, S. N. Clinical utility of laser-Doppler vibrometer measurements in live normal and pathologic human ears. *Ear Hear* 2008; 29: 3-19.
13. Arechvo, I.; Lasurashvili, N.; Bornitz, M.; et al. Laser Doppler vibrometry of the middle ear in humans: derivation dependence, variability and bilateral differences. *Medicina (Kaunas)* 2009; 45: 878-886.
14. Karkas, A.; Chahine, K.; Schmerber, S. The benefit of the reverse transfer function in the fitting process of the Vibrant Sound bridge middle ear implant. *Acta Otolaryngol*. 2012; 132 (2): 173-178.
15. VSB QuickCheck. Certainty at your fingertips [online]. Disponible en: <http://www.medel.com/products-vsbs-quickcheck/> 2012.
16. Gan, R. Z.; Sun, Q.; Dyer, R. K.; Chang, K. H.; Dormer, K. J. Three dimensional modeling of middle ear biomechanics and its application. *Otol. Neurotol* 2002; 23 (3), 271-280.
17. Gan, R. Z.; Feng, B.; Sun, Q. 3-Dimensional finite element modeling of human ear for sound transmission. *Ann Biome. Eng.* 2004; 32 (6), 847-856.
18. Gan, R. Z.; Wang, X. Multi-field finite element analysis for sound transmission in otitis with effusion. *J Acoust Soc Am* 2007; 122 (6), 3527-3538.
19. Gan, R. Z.; Dai, C.; Nakmali, D.; Wood, M. W. Characterization of performance for an implantable hearing device in human temporal bones. In: *Association for Research in Otolaryngology (ARO). Midwinter Meeting* 2008; 31: 506.
20. Gan, R. Z.; Dai, C.; Wang, X.; Nakmali, D.; Wood, M. W. A totally implantable hearing system. Design and function characterization in 3D computational model and temporal bones. *Hearing Research* 2010; 263: 138-144.

16.4. IMPLANTES DE CONDUCCIÓN DE VÍA ÓSEA

16.4.1. INDICACIONES Y RESULTADOS DE LOS IMPLANTES DE CONDUCCIÓN POR VÍA ÓSEA

IGNACIO PLA GIL*, PAZ MARTÍNEZ BENEYTO Y JAIME MARCO ALGARRA

INTRODUCCIÓN

En 1995, Goode define como audífono implantable, aquel tipo de prótesis que es “total o parcialmente implantable mediante cirugía y está diseñada para mejorar la pérdida auditiva” (1). Esta definición engloba un amplio espectro de implantes entre los que se puede incluir los que en este capítulo detallaremos.

El mecanismo de actuación de los implantes de conducción por vía ósea está basado en la transformación de las ondas sonoras en vibraciones mecánicas, que se transmitirán, utilizando la vía ósea del paciente, hasta alcanzar la cóclea a la que estimularán adecuadamente. Por tanto, su indicación se relacionará con situaciones en las que la vía natural de transmisión, la vía aérea, esté alterada como, por ejemplo, patología del oído externo y/o medio.

La idea de la estimulación auditiva vía conducción ósea no es reciente, ya que desde tiempos antiguos hay descritos múltiples experimentos que ayudaban a mejorar la hipoacusia. Pero es a partir del siglo XIX cuando los avances tecnológicos permiten desarrollar dispositivos más sofisticados como el fonífero, *dentaphone* o *audiphone*. Todos como denominador común tenían que el paciente lo sujetaba con los dientes y el sonido se transmitía a través de ellos hasta estimular la cóclea. A principios del siglo XX se empiezan a comercializar las primeras prótesis de conducción ósea con estimulación sobre el área mastoidea, apareciendo las diademas vibratorias y, posteriormente, los dispositivos situados en la patilla de las gafas (2).

El implante osteointegrado posee importantes ventajas frente a los vibradores óseos externos clásicos. Los vibradores

provocan generalmente dolor local, cefalea y tienden a dañar la piel en el sitio de máximo contacto. Otra desventaja es que la fidelidad del sonido está limitada por la interposición de tejidos blandos entre el vibrador y el hueso. El implante osteointegrado elimina estos problemas al estimular de forma directa el hueso y ofrece una mejoría en la calidad del sonido así como en su potencia.

Existen diferentes tipos de prótesis pero, *grosso modo*, el funcionamiento básico es el mismo: la recepción del sonido y su transformación en energía mecánica vibratoria que viajará a través de los huesos del cráneo hasta estimular el oído interno. Los dispositivos auditivos osteointegrados se pueden dividir en dos grandes grupos, los pasivos y los activos. Los pasivos reciben este nombre porque el implante, generalmente de titanio, es un mero transmisor de la señal vibratoria que se ha emitido desde un procesador externo que hace de receptor y transductor de la señal. Estos a su vez pueden ser de estimulación percutánea (el implante atraviesa la piel) o transcutánea (el implante que está totalmente cubierto por piel). En los dispositivos activos, el implante anclado a hueso y cubierto totalmente por piel, sí que ejerce como transductor de la señal de forma que es el que se encarga de transformar la señal del sonido enviada por el procesador externo, y convertirla en una señal mecánica, participando activamente en el proceso de transmisión.

Actualmente son dispositivos de uso estandarizado y ofrecen una solución atractiva, además permiten predecir el resultado audiológico previo a la cirugía realizando simples pruebas. En caso de realizarse la intervención, esta es de baja morbilidad, reversible y sin riesgo potencial para la audición residual.

En este capítulo se describen las indicaciones de estos implantes, haciendo hincapié en los de tipo pasivo con estimulación percutánea. El motivo es que son los de uso más extendido y, además, sus indicaciones son más amplias que las del resto. Muchos de los aspectos audiológicos y otológicos se comparten entre los diferentes tipos, así como los aspectos a tener en cuenta para la selección de candidatos.

* Ignacio Pla Gil. Plaza el Pla nº11-9º, Burriana. 12530 Castellón. Teléfono de contacto: 649 271 071. E-mail: pla_gil@hotmail.com



Figura 1
Indicaciones y tipos de prótesis auditivas de conducción ósea osteointegradas.

PRÓTESIS AUDITIVAS OSTEOINTEGRADAS PASIVAS PERCUTÁNEAS

Se trata de dispositivos semi-implantables, los principales componentes son: un implante, que mediante fresado se ancla al hueso temporal quedando posteriormente osteointegrado, y un procesador, que será el encargado de captar el sonido y transformarlo en vibraciones. Este procesador se unirá al implante mediante un pilar, también de titanio, de diferente longitud dependiendo del grosor del tejido blando

y que se quedará externo a la piel (percutáneo). Al producirse la transmisión de la señal de forma percutánea, se evita el efecto atenuante que ofrece la piel y, por tanto, la cantidad y calidad de transmisión del sonido mejora.

Actualmente, se comercializan dos tipos de dispositivos: Baha® (Cochlear®) y Ponto® (Oticon®). Ambos con varios procesadores que ofrecen diferentes potencias, en función de los requerimientos audiológicos.

Estos tipos de implantes proporcionan una excelente solución a diferentes situaciones que a continuación detallaremos, ofreciendo una ganancia y calidad del sonido óptima.

Indicaciones y resultados

Tienen unas indicaciones precisas que atienden a criterios otológicos y audiológicos.

Criterios otológicos

Los criterios otológicos estarían relacionados con la nula o mala adaptación de las audioprótesis convencionales (3) por las causas que a continuación señalamos:

- Malformaciones congénitas o iatrogénicas (posquirúrgicas) que imposibiliten la adaptación de audio-prótesis convencional.
- Otitis externas o medias crónicas, que presenten otorreas frecuentes.
- Tumores de conducto auditivo externo y oído medio.
- Dermatitis del conducto auditivo externo

Criterios audiológicos

Las situaciones en las que se podría adaptar una prótesis auditiva de este tipo han ido aumentando debido a su uso estandarizado y al desarrollo tecnológico. Actualmente se consideran los siguientes criterios audiológicos.

Hipoacusia de transmisión

Es la indicación clásica y, teóricamente, puede aplicarse prácticamente a cualquier tipo de hipoacusia de transmisión, ya que el elemento que produce la pérdida conductiva (patología oído externo y/o medio) no influye en la conducción de la vibración vía ósea directa (4).

Una pérdida de la audición conductiva crea dos dificultades para los audífonos por vía aérea convencionales. En primer

lugar, la ganancia requerida por el audífono es mucho mayor que la requerida para una pérdida neurosensorial. En segundo lugar, la amplificación del sonido a través de una pérdida conductiva altera la imagen de sonido. Ambos problemas se combinan para crear una difícil solución auditiva convencional debido a los requisitos de alta ganancia, creando problemas de retroalimentación auditiva y distorsión. Las prótesis por conducción ósea, en estos supuestos, ofrecen una solución que requiere menos ganancia y produce una calidad de sonido superior.

Cualquier grado de hipoacusia se podría beneficiar y es por esto que se deben aplicar en unos casos concretos. Existen estudios que demuestran que con una diferencia aéreo-ósea mayor de 30 dB, los candidatos experimentan ventajas significantes respecto a las audioprótesis convencionales (5).

Hipoacusia mixta

Además de aportar el fundamento de la conducción vía ósea, estimulando directamente la cóclea mencionado anteriormente, también proporcionan una amplificación que compensa el componente neurosensorial asociado a este tipo de hipoacusias.

Serán candidatos óptimos para esta indicación aquellos sujetos que presenten una diferencia aéreo-ósea mayor de 30 dB y un umbral óseo (promedio de las frecuencias 500; 1.000; 2.000; 3.000 Hz), con un componente neurosensorial leve-moderado (<45 dB). En estos supuestos, estas prótesis pueden compensar cierto grado de la pérdida neurosensorial, cerrando el gap con mucha menor amplificación que las audioprótesis convencionales (6). Con los dispositivos más potentes de Baha® o Oticon®, es posible compensar parcialmente el componente neurosensorial hasta 60-65 dB.

La realización de una audiometría verbal que garantice un buen rendimiento posterior de estos dispositivos es aconsejable. Se estima que los candidatos deben obtener sin ayuda porcentajes iguales o mayores al 60% con listas de bisílabos en un ambiente de silencio.

Oído único (SSD-Single Sided Deafness)

La primera referencia bibliográfica, en este tipo de indicación, fue hecha por Vannecclo (7) en el año 2000, posteriormente en el 2002, se aprobó su uso por la FDA en Estados Unidos. Se define como hipoacusia neurosensorial severa o profunda unilateral con oído contralateral con normoacusia,

entendiendo por esto un promedio por vía aérea (0.5, 1, 2, 3 KHz) mejor o igual a 20 dB. Las causas más comunes de oído único son: schwannoma vestibular, sordera brusca o súbita, malformaciones congénitas y enfermedad de Ménière (8).

Tradicionalmente, se pensaba que el oído normoacústico compensaba el déficit pero aunque los afectados pueden adquirir un lenguaje, recibir una educación y desarrollar habilidades suficientes, lo cierto es que evaluando y preguntando a los pacientes, observamos que presentan dificultades. En 2004, se desarrolló el SSQ (Speech, Spatial, and Qualities of Hearing Questionnaire) (9), un cuestionario basado en una escala analógica con un máximo de puntuación de 10, sobre situaciones cotidianas relacionadas con la inteligibilidad, el reconocimiento de sonidos o la localización del sonido en el espacio. Tras la realización de estos, se evidenció que existen dificultades audiológicas, particularmente cuando el sonido afecta al lado cófítico, o cuando existe ruido ambiental, que dificulta la comprensión verbal y la localización.

Básicamente, con el uso de estas prótesis se pretende eliminar el efecto sombra que provoca el oído afecto. Debido a la estimulación coclear contralateral por conducción ósea directa, va a proporcionar una mejor localización del sonido y una mayor inteligibilidad en ambiente con ruido de fondo. Para verificar esto, se han empleado múltiples herramientas, como son test subjetivos, pruebas audiológicas y una serie de cuestionarios. De estos últimos destacamos, por su aplicación actual en el seguimiento de estos pacientes, el GHABP (Glasgow Hearing Aid Benefit Profile) que evalúa el uso, satisfacción y beneficio de la prótesis, el APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit) que incluye variables como son la inteligibilidad en ambiente ruidoso, facilidad de comunicación o las molestias al ruido y, finalmente el GBI (Glasgow Benefit Inventory) muy usado para evaluar a los pacientes tras una intervención quirúrgica y que engloba la escala física, social y psicológica.

Se ha estudiado que la velocidad de transmisión del sonido por diferentes materiales, y se sabe que por hueso es mayor que por aire. Se han publicado diferentes estudios en los que se calcula el tiempo que tarda un estímulo mecánico vibratorio a nivel mastoideo en alcanzar, por conducción ósea directa, el oído contralateral y estimularlo. Esto se denomina retraso intercoclear y su valor es de 0,2 ms. Por otra

parte, la atenuación transcraneal o atenuación transcoclear está en el intervalo de 5 a 15 dB, siendo fuertemente dependiente de la frecuencia (mayor en frecuencias agudas) (10).

Po tanto, el uso de estos dispositivos mejora la localización espacial y disminuye el efecto sombra. Si el paciente muestra en el oído contralateral cierto componente neurosensorial o lo desarrolla más tarde, se puede hacer uso de dispositivos más potentes en el lado a implantar. Diversos estudios han comparado su rendimiento con la solución más tradicional de audífonos CROS (presentación contralateral de la señal). Estos estudios encontraron significativamente mejor localización y satisfacción con el procesador osteointegrado que con soluciones basadas en CROS (11).

Hipoacusias de transmisión (moderas-severas) bilaterales o mixtas bilaterales

Serían candidatos, cuando la diferencia entre el promedio de los tonos por vía ósea entre ambos oídos será menor de 10 dB, o bien, cuando no exista una diferencia >15 dB en una frecuencia (0.5, 1, 2, 3 KHz). Esto permitirá que mejore el parámetro direccional y la inteligibilidad global que proporcionará una audición global balanceada, resultando de esta una mejor localización de los sonidos y mejor inteligibilidad en conducciones de ruido. También hay que considerar la satisfacción o bienestar del sujeto. Las series presentadas hasta ahora de adaptación bilateral no son muy numerosas.

Grupo especial: niños

Es una opción establecida y totalmente disponible como ayuda auditiva en niños, pero la selección del candidato tiene que ser cuidadosa y, generalmente, multidisciplinar. La población pediátrica presenta grandes diferencias respecto a los adultos, como son las peculiaridades de la indicación quirúrgica, generalmente bajo anestesia general y en dos tiempos quirúrgicos. A esto también se asocia la morbilidad que puede entrañar la cirugía, las malformaciones anatómicas complejas que acompañan en algunos supuestos o el trauma estético que puede suponer para el paciente.

La causas más habituales en los niños son: hipoacusia de transmisión de causa congénita originada por alteraciones como atresia auricular congénita o microtia congénita; también se asocia generalmente a síndromes como el de Treacher Collins, Goldenhaar y Oto-renal. Otra causa típica es la otitis media crónica supurativa con fracaso con prótesis

convencionales. Al igual que en adultos, la hipoacusia profunda unilateral sería otra de las indicaciones (12).

Al tratarse de prótesis osteointegradas, hay que prestar atención a la calidad y cantidad de hueso, ya que de esta va a depender una correcta integración del implante al hueso y su posterior rendimiento. La FDA considera como óptima la edad de 5 años para la cirugía, diferenciándose de Europa donde la edad depende de los centros y de su experiencia, existiendo casos de niños menores de 5 años implantados. El grosor de la cortical ósea es un factor crítico para la correcta integración (al menos 2,5 mm de grosor) (13), estableciéndose que en los niños menores de 4 años con frecuencia no son aptos para la intervención.

Las complicaciones son las mismas que en el adulto, aunque más frecuentes. Las más habituales son las infecciones de tejidos blandos o la pérdida del implante debido a un fallo de osteointegración. También es más habitual el sobrecrecimiento cutáneo alrededor del implante y los problemas higiénicos, especialmente cuando son adolescentes (14, 15).

Una opción mientras se alcanza el volumen óseo óptimo es la adaptación de la prótesis mediante estimulación transcutánea, haciendo uso de una banda o diadema. Muchos autores recomiendan su empleo hasta la edad de 4 años, de forma que se garantiza una estimulación auditiva que proporciona un buen desarrollo del lenguaje y comunicación del niño. Por otra parte, disminuye el riesgo de complicaciones que derivan de la cirugía.

Contraindicaciones

Hay que tener presente las indicaciones de estos dispositivos, pero también sus limitaciones. Existen situaciones en las que estaría contraindicada su utilización.

- Umbral vía ósea peor de 65 dB en las frecuencias conversacionales (500; 1.000; 2.000; 3.000 Hz).
- Pacientes no cooperadores; es fundamental evaluar individualmente cada caso (retraso mental, adicción a drogas...).
- Espesor cortical menor de 2,5 mm o edad inferior a 3 años (en USA <5 años).

Protocolo audiológico

Los candidatos deben ser evaluados audiológicamente sin la prótesis para una correcta indicación. Si el sujeto cumple los

requisitos anteriormente citados, previamente a la cirugía, se realizarán una serie de pruebas con la prótesis acoplada a un dispositivo externo (diadema o banda), que estimulará de forma transcutánea. Esto aportará la ventaja de predecir un resultado funcional aproximado sin ningún riesgo añadido.

A continuación detallamos las pruebas audiológicas y unas pautas o consejos, que se deben tener en cuenta en su indicación.

Pruebas sin prótesis

Audiometría tonal y verbal

La audiometría tonal liminar con auriculares es importante realizarla por personal experimentado, ya que es fundamental obtener unos umbrales aéreo-óseos fieles para una óptima indicación. Los umbrales por conducción ósea son los hallazgos más relevantes para la indicación. También consideramos relevante, la realización de un campo libre tonal.

Es prioritario realizar una audiometría verbal, ya que nos aporta información relevante del grado de inteligibilidad. Se calculará el umbral de recepción verbal (URV), el umbral máximo de discriminación y el porcentaje máximo de discriminación. Este último, por consenso, se estima que debe ser mayor del 60% aunque lo recomendable es 80%. Cifras inferiores al 60% desestimarían esta opción.

Pruebas con prótesis

Como se ha mencionado, los test se realizan colocando la prótesis a un dispositivo externo como puede ser una banda o diadema, que estimulará de forma transcutánea (y no percutánea como lo hacen los dispositivos definitivos). Esto va a provocar que exista una mayor atenuación de la transmisión de la señal de aproximadamente 2-15 dB⁸, respecto a la que se obtendría con la prótesis ya osteointegrada. Por este motivo, en los casos con umbrales óseos límites (40-55 dB), se aconseja que las pruebas se realicen con el modelo siguiente en potencia para no subestimar los resultados.

Se trata de una técnica sencilla, relativamente rápida y que aporta una gran información sobre una futura indicación. En el caso de afectaciones bilaterales se evaluará cada oído por separado, enmascarando el contralateral si se precisa. No se enmascarará en el caso de umbrales óseos iguales y haber indiferente.

Las pruebas audiológicas que se realizan son las mismas que en el anterior apartado, audiometría tonal con auriculares, en campo libre y audiometría verbal. De forma que se podrán comparar los resultados obtenidos con y sin la prótesis, pudiendo llegar a una conclusión.

Selección del lado a implantar

Por regla general seguiremos las siguientes situaciones:

- En los casos de oído único (SSD-Single Sided deafness-), la prótesis se colocará en el oído cófónico, para proporcionar los beneficios citados en su respectivo apartado (espacialidad, localización...).
- Cuando se trate de hipoacusia de transmisión y/o mixtas, optaremos por el oído de mayor reserva coclear (mejor vía ósea).
- Si existe hipoacusia bilateral y simétrica (transmisión y/o mixta): lo ideal, aunque infrecuente, sería bilateral. En caso de que se opte por implantar un solo oído, su elección se basará en aquel que demuestre mejores resultados tanto en el campo libre tonal como en la audiometría verbal con la prótesis. En este caso, tomará importancia la impresión subjetiva del candidato. Existen situaciones especiales en los que se puede modificar esta conducta, por ejemplo, profesiones como taxista, chófer o conductor de bus, en este caso, se valoraría colocar el dispositivo en el lado de cara al público.

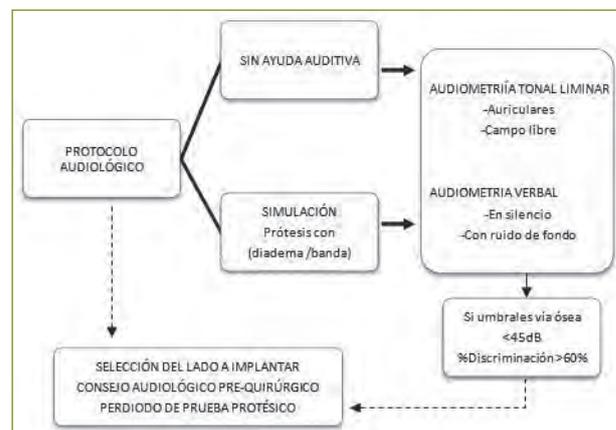


Figura 2

Esquema resumen del protocolo de selección de candidatos.

Consejo audiológico prequirúrgico

Explicar al paciente las características de las prótesis, así como cerciorarse de que el paciente ha comprendido las expectativas y el rendimiento que puede alcanzar.

Periodo de prueba protésico

Permite al paciente comprobar el sonido a través del dispositivo previo a la cirugía. Se trata de una experiencia real y permite al candidato probar el procesador en diferentes situaciones y sonidos ambientales gracias a una banda o diadema.

PRÓTESIS AUDITIVAS OSTEOINTEGRADAS PASIVAS TRANSCUTÁNEAS

Se trata de un sistema de implante sin pedestal (*abutment*), que permite una fijación segura, utilizando un implante interno (anclado al hueso y cubierto por la piel) e imanes externos a los que conecta el procesador. A diferencia de los anteriores, no utilizan un pilar percutáneo por lo que se reducen las complicaciones derivadas de este motivo.

El fundamento ejecutor de la transmisión sonora es el mismo que en el sistema percutáneo, solo que en este caso, será de forma transcutánea. El sonido es recogido por el procesador, que se encargará de transformarlo en una señal vibratoria. Esta será transmitida hasta el implante, que está anclado al hueso y totalmente implantado, a través de la unión magnética que existe entre ellos.

En la actualidad existen dos casas comerciales que disponen de esta tecnología, Sophono® con dos modelos diferentes (Alpha1 y Alpha 2), y Cochlear® con su nuevo modelo Baha® Attract 4 system.

Las indicaciones, en rasgos generales, son similares a la de las prótesis de estimulación percutánea. Pero el efecto atenuante que ofrece la piel que queda entre el imán del procesador y el implante anclado al hueso no permite que actualmente desarrollen tanta potencia y, por este motivo, sus indicaciones son más restringidas.

El Sophono®, según la guía de su fabricante con la aprobación de la FDA y CE, está diseñado para pacientes mayores de 5 años de edad, con hipoacusia de transmisión o mixta, siempre que los umbrales sean mejor que 45 dB. También puede ser utilizado para cofosis unilateral cuando el oído útil

tiene unos umbrales menores de 20 dB. En este tipo de dispositivos, si no se cumplen los requisitos para la cirugía como es el caso de los niños menores de 5 años, también se puede optar por utilizarlos mediante bandas o diademas.



Figura 3

Sophono®: procesador e implante.

El Baha® Attract system, también aprobado por la FDA y CE, está más enfocado a los casos de hipoacusia de transmisión (umbrales por vía ósea menores de 20 dB) y a casos de cofosis unilateral con oído contralateral con normoacusia. La peculiaridad de este implante es que en caso de mayor requerimiento futuro por progresión de la hipoacusia asociando componente neurosensorial (hipoacusia mixta), el componente de titanio que queda subcutáneo se puede quitar de su anclaje y colocar en su lugar un pedestal percutáneo, ofreciendo así mayor potencia.



Figura 4

Baha® Attract.

Pese a las indicaciones establecidas por guías del fabricante, en estos modelos transcutáneos la atenuación que ofrece la piel a la transmisión de la señal es considerable, alcanzando diferencias respecto a los dispositivos percutáneos de 1,7 dB en 500 Hz, 4 dB en 1.000Hz, 8,7 dB en 2.000Hz, 4,2 dB en 3.000 Hz y 2.5 dB en 4.000 Hz. Y si comparamos la inteligibilidad, observamos una diferencia en el umbral de recepción verbal (URV) de 3,7 dB, obteniendo un 12,1% menos de porcentaje máximo de aciertos en la audiometría verbal (estudio realizado en Hospital Clínico de Valencia, pendiente de publicación). Por tanto, pensamos que para garantizar un rendimiento óptimo del promedio de los umbrales por vía ósea en las frecuencias 500, 1.000, 2.000 y 3.000 Hz, no debe superar los 30-35 dB.

PRÓTESIS AUDITIVAS OSTEOINTEGRADAS ACTIVAS

Las prótesis osteointegradas activas también disponen de dos componentes, el procesador y el implante anclado al hueso. Pero, como su nombre indica, es el propio implante la parte activa generadora de la señal vibratoria.

El procesador (transcutáneo) se coloca externamente encima del implante por atracción magnética recoge el sonido y lo convierte en una señal magnética que se transfiere a través de la piel hacia el implante. El implante, alojado en el hueso temporal íntegramente debajo de la piel, actúa como receptor y emisor. Transforma la señal recibida en vibraciones mecánicas que se transmitirán vía ósea directa hasta el oído interno donde estimularán la cóclea.

Actualmente el único dispositivo activo y transcutáneo que se comercializa es el Bonebridge® de MED-EL. Este sistema consta de los siguientes componentes: el implante de conducción ósea (Bone Conduction Implant- BCI) y el procesador de audio que se lleva puesto externamente. El implante de conducción ósea (BCI) se implanta quirúrgicamente en el hueso mastoideo y consta de dos secciones principales. Un imán rodeado por una bobina receptora que se activa al colocar el procesador de audio externo que recibe la señal por medio de un enlace inductivo. Una vez la señal recibida, se procesa por medio de un demodulador y se transmite a la parte encargada de convertir la señal en vibraciones mecánicas (BC-FMT), que se transmiten hasta el hueso mastoideo a través de los tornillos corticales de sujeción.



Figura 5

Bonebridge de ME-DEL®: Componentes y dimensiones.

Las indicaciones audiológicas, según su guía de fabricación, son las genéricas para los dispositivos osteointegrados, hipoacusia de transmisión, hipoacusia mixta con umbrales óseos iguales o mejores de 45 dBHL a 500 Hz, 1 KHz, 2 KHz y 3 KHz, o cofosis unilateral, considerada como una hipoacusia neurosensorial severo-profunda en uno de los oídos, mientras que el otro presente una audición normal (<20 dBHL en 500 Hz, 1 KHz, 2 KHz y 3 KHz). Existe otro tipo de indicaciones que difieren de las vistas hasta ahora. Como se trata de un implante con unas medidas o secciones considerables, según la guía de uso del Kit de implante, la edad para implantar es a partir de los 18 años. Por otra parte, es necesario realizar una tomografía computerizada de la zona previa a la cirugía. El motivo es para evaluar si es posible realizar la intervención y colocar el dispositivo correctamente, ya que el BC-FMT que tiene un tamaño de 8,7 mm de profundidad y 15,8 mm de diámetro, se alojará en las inmediaciones del ángulo sino-dural.

Las contraindicaciones serán aquellas situaciones audiológicas en las que exista una pérdida neurosensorial mayor de 45 dB y, en los casos con tamaño o anomalía craneal que impida la colocación adecuada determinado por tomografía computerizada.

BIBLIOGRAFÍA

1. Goode, R. L.; Rosenbaum, M. L.; Maniglia, A. J. The history and development of implantable hearing aid. *Otolaryngol Clin North Am.* 1995; 28 (1): 1-16.
2. Kompis, M.; Caversaccio, M-D (eds.): Implantable Bone Conduction Hearing Aids. *Adv Otorhinolaryngol.* Basel, Karger 2011, vol 71, pp 1-9.

- Hol, M.; Snik, A.; Mylanus, E.; Cremers, C. Long-term results of bone anchored hearing aids recipients who had previously used air-conduction hearing aids. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 2005; 131: 321-325.
- Snik, A. F.; Mylanus, E. A.; Proops, D. W.; Wolfaardt, J.; Hodgetts, W. A.; Somers, T.; Niparko, J. K.; Wazen, J. J.; Sterkers, O.; Cremers, C. W.; Tjellström, A. Consensus statements on the Baha system: where do we stand at present? *The Annals of Otolology, Rhinology & Laryngology* 2005 Dec; 114 (195): 1-12.
- Mylanus, E. A.; van der Pouw, K. C.; Snik, A. F.; Cremers, C. W. Intra-individual comparison of the bone-anchored hearing aid and air-conduction hearing aids. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery* 1998; 124 (3): 271-276.
- Lustig, L. R.; Arts, H. A.; Brackmann, D. E. *et al.* Hearing rehabilitation using the Baha bone-anchored hearing aid: results in 40 patients. *Otology & Neurotology* 2001; 22 (3): 328-334.
- Vaneecloo, F.; Hanson, J.; Laroche, C.; Vincent, C.; Dehaussy, J. Prosthetic rehabilitation of unilateral anacusis. Study with stereoaudiometry. *Ann Otolaryngol Chir Cervicafac* 2000; 117: 410-417.
- Bishop, C.; Eby, T. The current estatus of audiologic rehabilitation for profound unilateral sensorineural hearing loss. *Laryngoscope* 2010; 120: 552-556.
- Gatehouse, S.; Noble, W. The Speech, Spatial and Qualities of hearing Scale (SSQ). *Int J Audiol* 2004; 43: 85-99.
- Eeg-Olofsson, M. Transmission of bone conducted sound in the human skull measured by cochlear vibrations. Proceedings of the first International Symposium of Bone Conduction Hearing and Osseointegration; 2007 Jul 12-14; Halifax, Canada.
- Hol, M.; Kunts, S.; Snik, A.; Cremers, C: Pilot study on the effectiveness of the conventional CROS, the transcranial CROS and the BAHA transcranial CROS in adults with unilateral inner ear deafness. *Eur Arch Otorhinolaryngol* 2010; 267: 889-896.
- Tjellström, A.; Håkansson, B.; Granström, G. *Bone-anchored hearing aids: current status in adults and children.* *Otolaryngologic Clinics of North America* 2001 Apr; 34 (2): 337-364.
- Tietze, L.; Papsin, B. Utilization of bone-anchored hearing aids in children. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2001; 58: 75-80.
- Davids, T.; Gordon, K. A.; Clutton, D.; Papsin, B. C. Bone-anchored hearing aids in infants and children younger than 5 years. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 2007 Jan; 133 (1): 51-55.
- Papsin, B. C.; Sirimanna, T. K. S.; Albert, D. M.; Bailey, M. Surgical experience with bone-anchored hearing aids in children. *The Laryngoscope*, 1997 Jun; 107 (6): 801-806.

16.4.2. PROGRAMACIÓN DE LOS SISTEMAS DE CONDUCCIÓN ÓSEA

LAURA GIRÓN MAIRAL*

INTRODUCCIÓN

El objetivo principal de la programación de los sistemas de conducción ósea es la activación del procesador externo. En este proceso debemos asegurar que la señal vocal amplificada sea audible y sin distorsión dentro de todo el rango de frecuencias útiles y de mayor ancho de banda posible.

La conducción por vía ósea evita directamente el oído externo y medio. El sonido se transmite directamente al oído interno a través de los huesos del cráneo. En comparación con otros dispositivos, como las gafas auditivas, esta directa estimulación asegura una mayor ganancia y calidad en la percepción auditiva, sin provocar alteraciones en la transmisión sonora como consecuencia de la presión generada en la zona del cuero cabelludo, irritaciones en la piel o incluso dolor de cabeza.

Para realizar la programación es necesario disponer de los siguientes elementos: un ordenador, interfase de comunicación (NOAHlink o HI-PRO), los *softwares* de fabricante, cables y el propio dispositivo de programación.

Los procesadores de conducción ósea más conocidos en la actualidad son el Baha 4, BP 100, Baha BP110 Power, Ponto Pro, Ponto Plus, Amadé y el sistema Alpha 1 y 2.

* Laura Girón Mairal. Avda. Pío XII s/n. 31008 Pamplona. España. Teléfono de contacto: 948 25 54 00 Ext. 4674. E-mail: lgron@unav.es

Las indicaciones de estos procesadores han variado a lo largo de los últimos años. Las primeras indicaciones estaban basadas en hipoacusias de conducción y mixtas, pero desde el año 2002 fueron aprobados para hipoacusias neurosensoriales unilaterales (Single Side Deafness - SSD).

Para realizar la programación de estos sistemas debemos de considerar exclusivamente el umbral de conducción ósea obtenido en la audiometría tonal liminar realizada en el momento del diagnóstico, de modo que podamos alcanzar la ganancia objetivo teniendo en cuenta que la transmisión por vía ósea varía significativamente en las distintas frecuencias.

La activación de los distintos procesadores se lleva aproximadamente a cabo entre las dos y cuatro semanas después de la cirugía. Este periodo de tiempo permite evitar interferencias en el proceso de cicatrización y contar con un espesor de recubrimiento cutáneo y de osteointegración que no dificulte la adecuada transmisión de sonido. Si el implante de conducción ósea es transcutáneo, no es necesaria la osteointegración. Por tanto la piel se mantiene intacta y en ocasiones se puede realizar una pronta activación.

ASPECTOS BÁSICOS EN LA PROGRAMACIÓN

La ejecución y éxito de la programación dependerá de aspectos como la edad del paciente, duración de la hipoacusia, si ha sido portador previo de audífonos, si se trata de una adaptación unilateral o bilateral, así como el tipo de transmisión que le proporciona el procesador, es decir, si la conexión del mismo se realiza directamente en la piel o sobre el pedestal, ya en la fase final posquirúrgica, o se trata de una transmisión simulada con cinta (*sofband*), diadema o unos auriculares de conducción ósea.

La ocupación, el estilo de vida, el tipo de vida laboral, las expectativas, necesidad, tiempo de uso y motivación del paciente influyen en el resultado de la adaptación. En algunos pacientes el proceso de adaptación y/o aclimatación puede durar hasta un año.

La programación se inicia creando la ficha con los datos del paciente (nombre, apellidos, nº de historia, edad, patología). Posterior se insertan los valores del audiograma en el *software* que cada fabricante ha diseñado exclusivamente para modificar el proceso de señal del procesador utilizado.

Los *softwares* disponen de actualizaciones según las prestaciones y características electroacústicas de los procesadores utilizados y van mejorando sus posibilidades de ajuste según las novedades que van incorporando los procesadores con el objetivo de optimizar al máximo el rendimiento.

Todos los fabricantes establecieron un elemento estándar para la transmisión de datos desde el ordenador al procesador de sonido. Esa comunicación se establece a través de NoAHlink o HI-PRO. Si este sistema no funciona correctamente, no es viable la comunicación entre estos elementos y, por tanto, no sería posible realizar la programación.

NOAHlink está diseñado para reemplazar el HI-PRO y proporciona una comunicación de datos más rápida y un mayor rendimiento entre ordenador y procesador.

Otra diferencia importante entre estos dos elementos es la movilidad. Con el HI-PRO, se debe utilizar cables para conectarse a una toma de corriente, al ordenador y tener próximo el paciente. NOAHlink no tiene cable de alimentación, sino que es alimentado por baterías recargables o alcalinas, lo que aporta un fácil transporte. Dispone de conexión inalámbrica Bluetooth, que permite al paciente estar hasta 16 metros de distancia del ordenador.

Los cables de programación son exclusivos de cada fabricante. Estos se conectan a NOAHlink o HI-PRO. Para los procesadores de conducción ósea la conexión es directa al propio dispositivo, no siendo necesaria ninguna zapata adaptada al procesador para hacer la conexión del cable.

IMPORTANCIA DE LA EVALUACIÓN DE LA VÍA ÓSEA

La fase de evaluación es esencial para determinar el tipo y grado de hipoacusia. Para obtener el umbral de audición por vía aérea y vía ósea se aconseja la utilización del procedimiento que está descrito ampliamente en la bibliografía (1) y utilizando las mismas técnicas audiométricas según se especifica en la norma ANSI S3.21.

En la activación del procesador solo debemos considerar el umbral de vía ósea que se determina utilizando un transductor óseo que transforma la señal eléctrica en vibración mecánica. Este vibrador se aplica sobre el proceso mastoideo,

de forma que propaga el sonido directamente al oído interno a través del tejido óseo.

Para la determinación del umbral se recomienda el método ascendente-descendente. Consiste en aplicar en el transductor, un tono de un nivel de presión sonora que el paciente pueda oír claramente a una frecuencia determinada e ir disminuyendo en pasos de 10 dB su nivel hasta que el paciente deje de oírlo, momento en el cual se debe aumentar en pasos de 5 dB hasta que el paciente detecte el nivel de tono de nuevo. Esta técnica permite obtener el umbral de audición, que puede ser definido como aquel nivel mínimo que el paciente detecta en un 50% de las ocasiones.

Siempre que se realizan ensayos para determinar el umbral de vía ósea es necesario efectuarlo enmascarando. El tipo de señal que habitualmente se utiliza para el enmascaramiento es ruido blanco o de banda ancha. Además, la posición del vibrador óseo en un oído u otro es insignificante. El objetivo de calcular el umbral óseo no es otro que el compararlo con el umbral aéreo y así tipificar el tipo de hipoacusia. Si la diferencia es mayor de 10 db se determina que la hipoacusia es conductiva.

El valor obtenido es considerado por el *software* para la prescripción de la amplificación y así compensar el grado de hipoacusia neurosensorial.

Según el dispositivo utilizado podemos inclusive medir el valor de audición por transmisión ósea a través del mismo procesador. En el caso de que no sea posible esta estimulación directa, se debe introducir los umbrales de vía ósea y vía aérea y extrapolar los valores de 125 y 250 Hz, así como los de 4 o 6 KHz a 8 KHz, para que al realizar el cálculo de prescripción de la amplificación sean considerados como valor.

La medición del umbral óseo directo (DBC) se lleva a cabo con el micrófono del procesador de sonido Baha desconectado. El sistema completo ha sido verificado por el fabricante (Coclear osteointegradas Solutions AB, de Cochlear Ltd, Gothenburg, Suecia) para cumplir con la normativa (ISO 60645-2) en relación con las tolerancias admisibles en términos de nivel (dB) y frecuencia (Hz). Los valores en dB HL se convierten en valores digitales en el procesador de sonido y son producidos por el dispositivo. El tono puro se genera en una frecuencia establecida en cada octava, entre 250-8.000 Hz.

Se determina el umbral más bajo que el paciente puede responder a través de DBC. No se debe confundir con la medición de una respuesta en oído real del paciente y como enmascaramiento no se utiliza esta medición.

Un gran número de estudios demuestran la importancia de la medición del umbral óseo directo a través del procesador de sonido (2-4). Cinco factores fundamentales influyen en la transmisión: el espesor y grosor de piel (5), la distancia entre la colocación del implante y la cóclea (6), la calidad del hueso, la atenuación transcraneal (7) y los umbrales de audición del oído contralateral al estimulado.

Se considera entonces una herramienta imprescindible para compensar la variabilidad de estos aspectos y para no sobre amplificar en exceso u obtener un pobre rendimiento. Por tanto, se pueden utilizar con preferencia a los umbrales de conducción ósea del paciente para la prescripción de la amplificación.

Sin embargo, otros sistemas, como los implantes transcutáneos Bonebridge y Sophono, al ser implantados debajo de la piel se evita totalmente la variabilidad del resultado por el efecto atenuador.

METODOLOGÍA DE PROGRAMACIÓN

Mediante el *software* especificado por cada fabricante, se pueden calcular los objetivos para cada frecuencia. Asimismo, cada valor viene acompañando de una referencia para la limitación de salida antes de que se alcancen niveles incómodos para el paciente.

Los parámetros de ajuste pueden variar de un procesador u otro según las características técnicas de cada uno de ellos. Básicamente se pueden modificar los siguientes: ganancia por canal para distintos niveles de entrada, frecuencia de cruce, punto de disparo y relación de compresión, tiempo de ataque y recuperación, potencia de salida por canal, reducción de ruido, direccionalidad, control de retroalimentación (*feedback*), asignación de tonos de aviso de cambio de programa, consumo de pila o incluso indicadores visuales luminosos.

Selección de la estrategia de adaptación

No existe un método universal estandarizado o aceptado para la prescripción óptima de la ganancia para este tipo de

hipoacusias. Hay una variedad de fórmulas prescriptivas sobre los umbrales de tono puro, lo cual determina características de frecuencia y ganancia para cada perfil audiométrico. Estas fórmulas se incorporan en el *software* de cada fabricante. Los métodos disponibles son DSLv5, DSL [I / O], NAL-NL1 y NAL-NL2. Todos estos métodos prescriptivos no lineales están basados en el umbral de audición y en las fórmulas originales para audífonos lineales, DSL y NAL, e incluso otras propias de cada fabricante, con algoritmos matemáticos desarrollados para garantizar el mejor rendimiento del procesador diseñado. Entre ellas existen diferencias significativas en los valores específicos de respuesta. No obstante, las diferencias de los niveles promedio de conversación son relativamente pequeñas, por lo que no hay datos suficientes para identificar cuál de los métodos prescriptivos es mejor que otro (8).

Independientemente del método utilizado, las respuestas en ganancia / frecuencia se expresa en un acoplador de 2 cm³. Estas deben ser calculadas para niveles de entrada en conversación de 60 a 70 dB SPL (9-11). Sin embargo, si el procesamiento de señal no es lineal, puede ser útil calcular la respuesta en frecuencia para niveles de entrada superiores (85-90 dB SPL) y para niveles inferiores (50 dB SPL).

Teniendo en cuenta las necesidades auditivas y las distintas opciones de configuración, es vital la máxima flexibilidad e individualización de la programación, a fin de optimizar los resultados en cada una de las situaciones de escucha del paciente.

Ajuste inicial

El *software* en la configuración del primer ajuste detecta el tipo de procesador utilizado en el lado implantado. El propósito de este primer ajuste es adaptar la curva de respuesta y calcular la ganancia objetivo de acuerdo a los valores del audiograma que previamente hemos insertado o los valores BCD.

En caso de obtener el valor BCD a través del procesador, se debe considerar el tipo de transmisión utilizada (pedestal, *sofband*...), así como el tipo de hipoacusia a tratar, bien sea unilateral (SSD), conductiva o mixta. Los valores resultantes son comparados por el *software* con los obtenidos en la audiometría convencional por vía ósea, que previamente habían sido introducidos en la ficha de paciente, de modo que al realizar esta comparación de umbrales la prescripción de la amplificación es más precisa y se mejora el rendimiento del procesador.

En la mayoría de los casos las estimaciones son óptimas. En caso de hipoacusias conductivas una amplificación adicional puede ser beneficiosa; en otras, como en la hipoacusia neurossensorial unilateral (SSD) o con umbrales de conducción ósea asimétricas, donde el oído mejor es el no implantado, la ganancia prescrita puede ser mayor de la necesaria.

El propósito del primer ajuste es adaptar la curva de respuesta atendiendo las particulares características del perfil audiométrico. Se puede ecualizar la respuesta de la ganancia en varias bandas frecuenciales.

En el ajuste inicial también se tienen en cuenta el nivel de aclimatación y el número de programas utilizados.

Selección del nivel de experiencia

Los niveles de experiencia se usan solo como una guía orientativa, porque existe una correlación media entre el nivel de amplificación preferido y la experiencia que tiene una persona en el uso previo de audífonos.

Como las preferencias individuales pueden variar respecto a la media, esta función es muy útil para modificar específicamente el nivel de amplificación deseado por el paciente.

El parámetro ajustado por defecto es el nivel 3. En usuario con experiencia, se logra más amplificación y comprensión que niveles anteriores y de menor experiencia.

La diferencia entre estos niveles de experiencia depende del umbral de vía ósea. Cuanto más alterado está el umbral óseo en frecuencias agudas, mayor es también la diferencia de sonoridad y calidad entre los niveles.

Los cambios afectan tanto a la ganancia como a la comprensión en cada banda frecuencial.

PARÁMETROS A CONSIDERAR EN EL AJUSTE

Nivel de compresión

Se utiliza con el objetivo de variar la ganancia para los distintos niveles de entrada y/o salida. Este control automático de ganancia es denominado sistema Automatic Gain Control (AGC). Existen dos tipos de AGC, el AGC-O que comprime

la señal de salida y el AGC-I que comprime la señal de entrada.

El objetivo del AGC-O es evitar que la señal de salida llegue al punto de saturación (salida máxima), reduciendo la ganancia del procesador automáticamente antes de que ello ocurra. Este sistema actúa después del bloque amplificador.

El objetivo del AGC-I es adecuar la ganancia para los diferentes niveles de entrada para conseguir un reparto de la dinámica que compense el reclutamiento del usuario. Este sistema actúa antes del bloque amplificador. Con el uso de este sistema se modifica la sonoridad para los sonidos de entrada suaves, medios y fuertes.

Por lo tanto, tenemos un sistema que va a actuar sobre la ganancia del audífono. La manera en cómo lo hará dependerá del nivel de la señal de muestra que tome, así como de la ley de control que rijan en él para tomar la “decisión” sobre la orden a enviar al amplificador del audífono.

Normalmente los sistemas de compresión son aquellos cuya ley de control manda disminuir la ganancia del audífono cuando la señal de muestra aumenta. Nunca el nivel de entrada más la ganancia debe ser superior al nivel de salida máxima.

Las características de un sistema de compresión vienen definidas por dos subgrupos: las características estáticas y las dinámicas. Entre las características estáticas se encuentran:

- El ratio de compresión (*compression ratio*) es la relación entre el nivel de entrada y el nivel de salida para un canal de frecuencia determinada. Por ejemplo una CR elevada puede ser 5:1 y una CR baja puede ser 1.5:1.
- Punto de disparo de compresión (*threshold knee point*); es el nivel de la señal a partir del cual empieza a actuar el sistema de compresión, variando la ganancia del audífono.

Las características dinámicas del sistema de compresión vienen determinadas por el tiempo que tarda el compresor en variar la ganancia del amplificador cuando se produce un cambio en el nivel de la señal de salida. La transición de la ganancia no puede ser brusca, ya que al ser la señal que procesa el procesador altamente fluctuante, la ganancia del

mismo cambiaría muy rápidamente provocando distorsiones de la señal. Por ello, se dota al sistema compresor de un tiempo de ataque y un tiempo de recuperación.

- El tiempo de ataque (*attack time*) es el tiempo que tarda el compresor en modificar la ganancia del amplificador cuando la señal alcanza el valor de punto de disparo de compresión definido en la programación.
- El tiempo de recuperación (*recovery time, release time*) es el tiempo que tarda el compresor en recuperar la ganancia anterior al punto de disparo de la compresión.

Con la tecnología digital es posible ajustar de forma independiente la ganancia de niveles de entrada altos y de niveles de entrada suaves en un máximo de canales según características del procesador. Esto es muy útil, ya que permite al audiólogo o técnico audioprotesista reajustar directamente según los comentarios de los usuarios de acuerdo a las situaciones específicas de escucha. Estos cambios en la amplificación de niveles de entrada son equivalentes a los cambios en la configuración de compresión (punto de disparo y relación) en la banda de frecuencia específica existentes que deben ser observadas.

Para las hipoacusias de conducción o mixtas apenas existe compresión dada la naturaleza de la hipoacusia, y prácticamente estos ajustes de compresión son más lineales que si el componente neurosensorial es mayor. Por ejemplo, para un cambio de 10 dB en los niveles de entrada le tiene que corresponder un cambio de 10 dB en los niveles de salida.

Algunos *software* permiten realizar ajustes manuales sobre los puntos de disparo de la compresión y la relación. El punto de disparo puede ser modificado entre 35-75 dB y la relación de compresión entre 1 y un máximo de 4, aunque lo normal para estos perfiles es utilizar umbrales de compresión entre 1.3:1 a 2:1.

Un aumento de la ganancia en sonidos de entrada muy suaves disminuye el punto de activación del umbral (TK) y viceversa.

Los tiempos de recuperación para los sistemas de compresión suelen oscilar entre los 200 y 300 ms, que es la duración media de una sílaba. Lo importante es que el sistema adapte este tiempo de recuperación a la duración del estímulo que provoca el disparo de la compresión.

Hoy en día, la solución más plausible y ampliamente adoptada por la mayoría de fabricantes es el tiempo de recuperación variable y adaptativo. Consiste en adaptar el tiempo de recuperación a la duración del estímulo que provoca el disparo del sistema de compresión de manera que, ante un portazo, es necesario que el sistema actúe rápido para limitar la amplificación y no superar así el umbral de incomodidad del paciente. Una vez desaparecido el portazo, el procesador debe recuperar rápidamente la ganancia para que el paciente pueda seguir escuchando los sonidos que le rodean o mantener la conversación. Sin embargo, si este mismo usuario se encuentra en la escucha de una conversación, debemos de tener unos tiempos de recuperación largos, de manera que la ganancia del procesador sea estable en todo el periodo de tiempo que dure la conversación, sin que haya cambios bruscos de ganancia, lo que garantiza calidad sonora y confort de escucha.

Algoritmos de supresión de 'feedback' acústico

El *feedback* acústico es un fenómeno que se produce cuando el sonido amplificado por el transductor de salida es captado otra vez por el micrófono del mismo, produciéndose un pitido o silbido continuo desagradable y molesto para el usuario. La distancia entre el transductor de salida y el de entrada influye considerablemente en que se produzca este efecto de retroalimentación.

La primera solución utilizada para reducir este efecto fue simplemente reducir el volumen y limitar la ganancia en la zona de frecuencias agudas, sacrificando así la amplificación del sistema especialmente en frecuencias de suma utilidad para la inteligibilidad de la palabra.

Actualmente, los sistemas de cancelación automática de *feedback* se han implementado con la finalidad de detectar y cancelarlo rápidamente, evitando sacrificar la ganancia del procesador. El objetivo de estos sistemas es mantener la audibilidad y mejora en la inteligibilidad del habla en ambientes tranquilos. Un buen cancelador de *feedback* puede proporcionar 15 dB extra de ganancia estable, lo que comporta una enorme diferencia en audibilidad e inteligibilidad.

En los sistemas de conducción ósea, la disminución de la retroalimentación acústica se realiza mediante la generación de una señal de igual frecuencia, pero en contrafase. Una parte importante de su funcionamiento se basa en una

estimación de parámetros acústicos del lazo de retroalimentación que puede dar origen a dicho *feedback*. Esta información es luego utilizada para calcular los parámetros de un filtro digital cuyas características esencialmente emulan a las del lazo de realimentación. El filtro genera una señal de compensación que es igual a la señal de *feedback*. Durante la operación normal del procesador la señal del transductor de salida pasa a través del filtro digital de cancelación y la señal de compensación resultante es restada de la salida del micrófono para cancelar el *feedback*.

En los sistemas de conducción ósea existe la posibilidad de activar la función de cancelación del *feedback* en el *software*. Con algunos procesadores se puede realizar una medición y analizar si se produce una situación de riesgo, de modo que podamos garantizar una curva estable de ganancia y marcar el límite que podemos establecer. Para realizar este proceso se genera un barrido de frecuencias a intensidad, de modo que el bloque amplificador es capaz de aplicar el máximo de ganancia útil para cada banda frecuencial.

No obstante, en los sistemas de conducción ósea percutáneos raras veces se produce retroalimentación, dado que el micrófono y el transductor de salida están separados físicamente por la piel, y la ganancia suministrada dado el tipo de hipoacusia a tratar es casi nula, con lo que no hay necesidad de sacrificar la ganancia para evitar este efecto. Sin embargo, en los sistemas óseos transcutáneos el riesgo de *feedback* puede llegar a ser mayor por la cercanía de los dos transductores, entrada y salida. En estos casos se debe activar siempre el cancelador estático de *feedback* y debemos conocer que, en los procesadores más actuales, el filtro también trabaja de forma adaptativa. Su respuesta es permanentemente ajustada durante el uso normal y ante movimientos bruscos, el *feedback* es controlado desde los dos micrófonos del procesador.

Reducción de ruido

Una de las primeras aplicaciones experimentales de la tecnología digital fue la creación de los sistemas de reducción de ruido de fondo. Los ambientes de ruido son incómodos para los pacientes con discapacidad auditiva y durante años los usuarios solo podían reducir su volumen o apagar el procesador. Obviamente, ambas soluciones conducen a una pérdida de audibilidad y a no satisfacer al usuario.

Actualmente con los procesadores digitales podemos utilizar circuitos basados en un análisis del espectro de la señal de entrada en varias bandas de frecuencia. El análisis de la variación temporal del espectro permite distinguir habla y ruido porque la modulación y el espectro frecuencial son totalmente distintos. Este análisis se lleva a cabo en cada número de canales de cada procesador de conducción ósea de acuerdo a las especificaciones del sistema, y se aplica una atenuación a las bandas donde se detecta mayor cantidad de ruido.

Es interesante saber de qué manera el sistema de conducción ósea hace la decisión respecto a la presencia o ausencia de ruido en una banda determinada, se puede basar en factores variables. Una vez que se detecta ruido en una banda, se buscará reducir la ganancia en cantidad fija para dicha banda. Esta opción es muy simple, pero la reducción de la ganancia puede hacerse de un modo más sofisticado de acuerdo a la modulación medida sino también a la importancia relativa de la banda en cuanto a la inteligibilidad. Esta reducción de ganancia aplicada puede variar de 5 dB a 16 dB.

Estos sistemas dividen la señal en un número elevado de canales y se efectúa el análisis de modulación en cada una de ellas. Existen varios criterios para decidir si es necesario reducir o no la ganancia en una banda determinada. Si se reduce la ganancia en función de la modulación medida, resulta lógico ya que si la modulación es 0 estamos ante ruido y desearemos la mayor reducción para esa banda. Por otra parte, si la modulación es mayor a 24, ya podemos afirmar que la señal trae fundamentalmente un contenido fluctuante, y, por lo tanto, no aplicamos reducción de ganancia.

El habla en un ambiente de silencio dispone de aproximadamente 15 dB en rango de modulación y en un ratio entre 3 Hz a 10 Hz, mientras que los ruidos de fondo no cambian la modulación en el tiempo. Si una banda de frecuencia parece tener menos modulaciones que habla, se aplica la reducción para esa banda. En general, para el confort de escucha, la mayoría de los oyentes prefieren menos ganancia en bandas de frecuencia donde el ruido es más intrusivo.

Los reductores de ruido en procesadores de tipo percutáneo hacen un análisis de la modulación espectral de la envolvente, enfatizan las señales de voz frente a los ruidos de tráfico o sonidos tipo motor. En la gestión del ruido continuo, podemos activar la pestaña para que actúen los reductores

de ruido entre posición media con atenuaciones de ruido entre los 8-15 dB y una máxima con una atenuación de 12 a 24 dB.

Otros algoritmos pueden detectar sonidos fuertes y sonidos repentinos como portazos, platos, vajilla, crujir de papel, etc. Este tipo de sonidos suelen ser muy molestos para personas con discapacidad auditiva en la zona de frecuencias agudas. Podemos llegar a eliminar este tipo de sonidos transitorios sin afectar el habla o la percepción de otros sonidos impulsivos suaves y mantener la naturalidad del sonido. La atenuación difiere en dos posiciones distintas, pudiendo activar una atenuación máxima para aquellos usuarios que la percepción de sonidos agudos repentinos les resulta muy desagradable.

En algunos procesadores podemos reducir la percepción del ruido del viento. Esta característica es útil en situaciones específicas de escucha donde el viento genera ruidos no deseados. La razón de esto es que se generan interferencias directas en los micrófonos, en ocasiones los filtros de atenuación son insuficientes y debemos reducir la ganancia en frecuencias graves proporcionalmente a la velocidad del viento y el sistema de micrófonos se cambia a modo omnidireccional (12), aunque se pueda comprometer la comprensión verbal.

Los procesadores de conducción ósea más actuales incorporan estrategias capaces de identificar con más precisión el habla frente a las frecuencias de ruido, para conseguir el mejor confort y óptima inteligibilidad. Por esta razón, es preciso un método de reducción de ruido que suprima el ruido en cada situación o ambiente en la que el paciente se encuentre. Los clasificadores ambientales o analizadores del entorno se ajustan de forma continua analizando la señal de entrada y valorando en tiempo real la relación señal/ruido, de modo que se consigue distinguir entre habla, ruido y ruido y habla.

Direccionalidad

Es una de las características más estudiadas y discutidas para mejorar la relación señal/ruido (SNR) (13). No existe un sistema que pueda extraer totalmente el ruido de la señal y eliminarlo. Por lo tanto, el mejor método para lograr esto es la utilización de micrófonos direccionales, dando prioridad a las señales procedentes de la parte frontal y reducir el nivel

de señales que proceden de la parte trasera. La polaridad de estos micrófonos es variable según el ángulo de máxima supresión en un plano frontal, bidireccional (90°), cardioide (180°), hipercardioide (110°) y supercardioide (125°).

La capacidad de adaptar la respuesta polar (índice de directividad) nos ofrece la posibilidad teórica de aumentar la eficacia de la direccionalidad. Asumen que la señal de interés tiene incidencia frontal, de este modo, se diseñan para maximizar la atenuación para la incidencia aleatoria y difusa de ruido.

Para la mayoría de los sistemas de conducción ósea la utilización del micrófono direccional suele ser la mejor opción. En algunos procesadores existe un pulsador que permite conmutar entre las posiciones de omnidireccional y direccional o realizar la configuración en el *software*. En modo omnidireccional, todos los sonidos procedentes desde todas las direcciones son procesadas por igual. En modo direccional, los sonidos que vienen de la parte delantera son amplificados sobre los sonidos que vienen de atrás. Por lo tanto, el volumen total es ligeramente inferior en el modo direccional que en el modo omnidireccional, cuestión que puede ser corregida aumentando la ganancia general.

En otros procesadores el patrón direccional es fijo. Este no puede modificarse ya que está fijado desde la fábrica. En otros procesadores el patrón es programable, de manera que el audioprotésista dispone de varias alternativas cuando realiza la programación de esta forma, pudiendo elegir entre cardioide, hipercardioide, etc.

En procesadores más actuales la configuración de la direccionalidad es automática o adaptativa. Es el mismo procesador quien decide en cada situación qué patrón va a adoptar, de acuerdo con las características del entorno.

PARÁMETROS SECUNDARIOS A CONSIDERAR EN EL AJUSTE

Selección del número de programas

Adecua todas las prestaciones del procesador, sintonizadas para las necesidades y preferencias del paciente. Según el tipo de procesador de conducción ósea utilizado, se pueden activar hasta tres o cuatro programas con situaciones de escucha distintas.

Es aconsejable utilizar en la primera activación un solo programa para todas las situaciones del entorno cotidiano. Los programas restantes pueden ser activados en posteriores reajustes según las demandas del paciente.

Al elegir una activación para los 3 programas, el programa 1 será automáticamente por defecto el programa universal utilizado para ambientes de silencio, el 2 básicamente es utilizado para ambientes de ruido y el programa 3 para la escucha de la TV o música. Esta configuración puede variar según el entorno y preferencias del paciente.

El valor de la ganancia objetiva se puede variar en cada programa independiente. Se pueden realizar incrementos o disminución en los niveles de entrada suaves, medios y fuertes o incluso variar la respuesta frecuencial y los niveles de salida.

El programa 1 normalmente se activa automáticamente una vez que el procesador de conducción ósea está encendido. Se utiliza básicamente para situaciones de silencio, por ello el micrófono queda ajustado en modo omnidireccional.

El programa 2 puede quedar configurado para situaciones de ruido, tales como ambientes de conversación en grupo, restaurantes, ruido de tráfico. El objetivo es proporcionar mayor inteligibilidad del habla y confort en las situaciones descritas. Respecto el programa uno, en este segundo programa el sistema de micrófono está ajustado en posición direccional, de modo que el ruido se atenúa al máximo, las ganancias de canal se reducen en la gama de frecuencias graves y la ganancia de sonidos fuertes es menor para todas las frecuencias.

El programa 3 se puede configurar para la escucha de TV o música. El objetivo es proporcionar un sonido natural y de mayor ancho de banda, la ganancia es incrementada, los reductores de ruido de viento quedan desconectados, las constantes de tiempo de la compresión se establecen en valores altos y el micrófono queda configurado en modo omnidireccional.

Según el procesador utilizado se pueden configurar otros programas (programa 4) para la utilización de accesorios con entrada de audio, uso de sistemas FM o telecoil o en la actualidad los procesadores más novedosos incorporan sistema Wireless por radiofrecuencia (2,4 GHz), lo que posibilita asociar directamente un accesorio de conexión directa al

audífono sin elementos intercomunicadores y mejorar la inteligibilidad en la escucha de TV, música, habla por teléfono, micrófono para conferencias, clases, etc. Con esta tecnología no existe retraso en la transferencia de información.

Pulsador de cambio de programa

Si el procesador dispone de varios programas con situaciones de escucha distintas el paciente debe manipular el pulsador de cambio o disponer de un control remoto. La configuración de cambio de programa debe registrar distintos *beeps* de identificación del programa que quedan configurados en frecuencia e intensidad audibles por el paciente.

Control de volumen

Algunos procesadores de conducción ósea incorporan la posibilidad de que el paciente pueda regular la ganancia según el entorno y sus preferencias sonoras. En algunos procesadores se puede realizar a través de un pulsador que provoca aumentos y otro pulsador para descensos sobre la curva objetivo configurada. En los procesadores actuales se puede realizar a través de un control remoto, con pantalla para visualizar los cambios de volumen.

Tono de aviso consumo pila

Es importante que la pila que utilice en el procesador la mantenga hasta que se agote, puesto que una vez quitado el precinto la pila se activa y se desactiva aunque no se utilice el procesador. Por ello, no se podrá guardarla para un uso futuro. Normalmente para facilitar al usuario el reconocimiento de que se está agotando la pila, en el ajuste normal, todos los procesadores de conducción ósea pueden emitir unos *beeps* cuando la pila está a punto de agotarse. Ese tono de aviso se ha seleccionado y configurado a través del *software* para que sea más fácil la identificación de que la pila ya se ha agotado completamente. Según la calidad de la pila, el procesador puede iniciar los *beeps* de aviso 30 minutos antes de que se agote completamente.

Registro de datos

Nos muestran datos de las estadísticas de uso y el/los programas utilizados, en caso de tener opción al control de volumen si ha sido manipulado por el usuario.

En el uso podemos ver detalles del promedio de horas de uso diario y el porcentaje de uso de los programas utilizados. En los procesadores más actuales podemos ver información sobre los entornos sonoros diarios del paciente.

MANEJO Y CUIDADO DEL DISPOSITIVO

El cuidado de los distintos procesadores es semejante. Un buen cuidado del procesador garantiza fiabilidad y durabilidad en el tiempo. A continuación se explican algunos consejos básicos para prolongar la vida del procesador:

- Desconectar o apagar el procesador cuando no se utilice. Retirar la pila del mismo.
- No exponer el procesador a temperaturas elevadas y/o humedad. Protegerlos de la luz directa del sol (en casa o en el coche) y no acercarlos nunca a radiadores.
- En ambientes con humedad relativa, es aconsejable el uso de deshumidificadores. Quitar los componentes externos antes de ducharse, bañarse o nadar. Secarse bien la zona de alrededor de imantación y/o pedestal.
- Se recomienda el uso de pilas zinc-aire. Conviene quitar las pilas y dejar abierto el portapilas durante la noche.
- Asegurarse de que los dedos están limpios y secos antes de manejar el procesador, ya que el/los micrófonos puede obstruirse con facilidad.
- Evitar caídas y fuertes golpes. Se aconseja colocar el procesador sobre una superficie blanda (el sofá, la cama...).
- Mantener alejado el procesador de niños y animales domésticos. Los animales se sienten atraídos con el olor de sus dueños, pudiendo mordisquear y dañar el procesador.
- No ingerir las pilas porque son tóxicas. Consultar inmediatamente a su médico en caso de ingestión.
- Evitar el contacto con cosméticos y aerosoles para el cabello. Las finas partículas de maquillaje o los *sprays* pueden obstruir fácilmente los micrófonos o dañar el interior del circuito. Es importante quitarse el procesador antes de aplicarse estos productos.
- Limpiar cuidadosamente el procesador. Utilizar paños suaves y secos. El alcohol, los disolventes u otros líquidos de limpieza pueden dañar el circuito electrónico.
- Se debe mantener el procesador en un lugar seguro. Se aconseja utilizar las cajas o estuches cuando no se haga uso del mismo.

- Es importante llevar siempre a reparar el procesador a su audióprotésista profesional. No deben utilizarse destornilladores ni aceites ya que simplemente tocando los micromecanismos o sistema electrónico se puede estropear el procesador.

BIBLIOGRAFÍA

1. Kaplan, Harriet; Gladstone, Vic S.; Lloyd, Lyle L. *Audiometric Interpretation a manual of basic audiometry* (2nd Edition). 1998.
2. Flynn, M. C.; Hillbratt, M. *BC Direct an individualized and accurate fitting of a Baha sound processor*. Göteborg, Sweden; Cochlear Bone Anchored AB; 2009.
3. Andrew, R.; Green, K. Unilateral conductive and sensorineural hearing loss with BC Direct. *Audiology & Neuro-Otology* 2011; 16: 23-25.
4. Flynn, M. C. Challenges and recent developments in sound processing for Baha. *Advances in Oto-Rhino-Laryngology* 2011; 71: 112-123.
5. Verstraeten, N.; Zarowski, A. J.; Somers, T.; Riff, D.; Offeciers, E. F. Comparison of the audiologic results obtained with the bone – anchored hearing aid attached to the headband, the testband, and to the “snap” abutment. *Otology & Neurotology* 2009; 30: 70-75.
6. Eeg – Olofsson, M.; Stenfelt, S.; Tjellstrom, A.; Gransstrom, G. Transmission of bone- conducted sound in the human skull measured by cochlear vibrations. *International Journal of Audiology* 2008; 47 : 761-769.
7. Nolan, M.; Lyon, D. J. Transcranial attenuation in bone conduction audiometry. *The Journal of Laryngology & Otology* 1981; 95: 597-608.
8. Humes, L. E. Evolution of prescriptive fitting approaches. *American Journal of Audiology* 1996 ; 5 (2): 19-23.
9. Byrne, D.; Dillon, H. The national Acoustic Laboratories (NAL) new procedure for selecting the gain and frequency response of a hearing aid. *Ear & Hearing* 1986; 7: 257-265.
10. Cox, R. M.; Moore, J. N. Composite speech spectrum for hearing aid gain prescriptions. *Journal of Speech and Hearing Research* 1988; 31: 102-107.
11. Pearsons, K. S.; Bennett, R. L.; Fidell, S. Speech levels in various environments: Project report on contract 68 01 2466. Washington DC: U. S. Environmental Protection Agency, 1977.
12. Bentler, Digital Noise Reduction; Trends in Amplification, 2006, p. 79.
13. Killion, Mead C. Myths about Hearing in Noise and Directional Microphones. *The Hearing Review* 2004; 11.2: 14.

16.5. IMPLANTES AUDITIVOS DE TRONCO CEREBRAL

16.5.1. IMPLANTES AUDITIVOS DE TRONCO CEREBRAL. DESCRIPCIÓN

SANTIAGO SANTA CRUZ*

INTRODUCCIÓN

Existen dos tipos de implantes auditivos de tronco cerebral: unos ya están comercializados, son los IATCs (Implantes Auditivos de Tronco Cerebral) que estimulan el complejo nuclear coclear y otros en fase experimental son los IACIs (Implantes Auditivos de Colículo Inferior) que estimulan las neuronas auditivas del colículo inferior.

Los IATCs son unas prótesis semi-implantables similares a las de los implantes coclear, pero con una guía y unos electrodos adaptados a la estimulación de los núcleos cocleares de la protuberancia del tronco del encéfalo.

Se idearon para tratar patologías bilaterales de los nervios cocleares, es decir, entre el ganglio espiral y el complejo de los núcleos cocleares (CNC) del tronco encefálico.

Los primeros pacientes en los que se probó este dispositivo fueron voluntarios adultos poslinguales con neurofibromatosis tipo 2 (NF2), debido a que eran pacientes con muy mal pronóstico tanto auditivo como vital. La primera intervención se realiza en 1979 por House y Hitselberger (2) en la House Ear Institute (HEI) de Los Ángeles (USA), tras extirpar el segundo neurinoma del acústico, en el mismo tiempo. El dispositivo tenía un electrodo terminado en bola, que se alojó en la superficie del CNC, situado en el receso lateral del cuarto ventrículo. El paciente tuvo sensación auditiva temporalmente, que se perdió con la movilización del electrodo.

Hasta 1992 se implantaron en la clínica HEI (2) 25 pacientes, con electrodos monocanales. A partir de entonces se pasó a los multicanales, por lograr una mejor estimulación auditiva.

De las primeras indicaciones en NF2 se pasó a indicarlo también para los casos de lesión auditiva bilateral de fracturas de peñasco con sección del nervio auditivo o con osificación severa coclear, en sorderas postlinguales.

En Europa el primer IATC que se coloca es multicanal, por los Drs. Laszig y Sollmann (3) en 1992. La FDA autoriza el uso clínico del Nucleus multicanal IATC en el año 2000.

Este mismo año el Dr. Colletti en Italia emplea un IATC en un niño con sordera prelingual debido a una malformación bilateral coclear severa, con cavidad común, conducto auditivo interno estrecho y aplasia bilateral de nervios cocleares. Tras esta experiencia positiva se amplió la indicación del IATC para sordera profunda prelingual secundaria a aplasia coclear-laberíntica y agenesia bilateral de los nervios cocleares.

DESCRIPCIÓN

El IATC, al igual que el implante coclear, es un dispositivo semi-implantable: la parte implantable quirúrgicamente es el receptor-estimulador, que aquí lleva una guía portaelectrodos más larga que la del coclear y lo que más difiere es la disposición de los electrodos, para adaptarse a la estimulación de los núcleos cocleares de la protuberancia. La parte externa es idéntica a la del implante coclear, la cual contiene él o los micrófonos, el procesador de sonido, las baterías y la antena externa transcutánea.

Existen 3 modelos de IATC:

1. Nucleus 24 IATC system (IATC24) de la compañía Cochlear (figura 1): cuya guía portaelectrodos lleva 21 electrodos, sobre una placa flexible rectangular de silicona, que mide 3 x 8,5 mm. Cada electrodo tiene un diámetro de 0,7 mm. Por fuera lleva adherida una "T" de Dacron, para facilitar la sujeción de la placa de electrodos en el receso lateral. El imán de la antena interna es extraíble, permitiendo con ello RMN de hasta 3 Tesla.



Figura 1

Nucleus 24 ABI system o ABI24

2. IATC de la compañía Med-El (figura 2) lleva 12 electrodos activos, de 0,6 mm de diámetro cada uno y un electrodo central de referencia para las mediadas telemétricas. La placa de silicona que porta los electrodos, tiene forma rectangular y mide 3 x 5,5 mm. Por fuera lleva adherida una malla de Dacron rectangular, para facilitar la fijación en el receso. El imán de la antena interna no es extraíble. Permite RMN de hasta 1,5 Tesla.

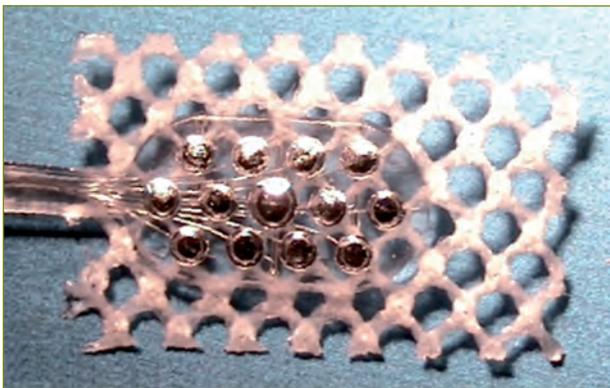


Figura 2

Portaelectrodos del ABI de Med-El, con 12 electrodos de platino y malla de Dacron.

3. Digisonic SP IATC de la compañía Neurelec, porta 15 electrodos, dispuestos en una banda rectangular de silicona de 7,8 x 3 mm, en 3 filas de 5 electrodos. Cada electrodo de platino iridio tiene un área de 0,385 mm² y detrás lleva una banda de Dacron para la sujeción de los electrodos. El imán de la antena interna no es extraíble. Permite RMN de hasta 1,5 Tesla.

También hay diseños de implante coclear y IATC completamente implantables, pero que no han pasado a la fase de comercialización, por su menor rendimiento.

Además de implantes IATC con electrodos de superficie se trabaja en la mejora de los electrodos buscando un menor riesgo de movilización, menos efectos secundarios no auditivos, debidos a la estimulación de las estructuras nerviosas próximas a los CNC, así como una estimulación más selectiva y precisa. Una solución potencial para mejorar la fijación de los electrodos y la precisión en el área a estimular es el empleo de electrodos de aguja en lugar de los de superficie, denominado PIATC (“PENETRATING” IATC) (4). Estos electrodos constan de electrodos de superficie y electrodos penetrantes, que se alojan dentro del parénquima del CNC. Con ello se busca estimular más selectivamente tanto las neuronas de la superficie de la CNC, como las poblaciones de neuronas profundas. La estructura anatómica CNC que más se beneficiaría de un IATC penetrante sería el núcleo coclear ventral (VCN), más accesible a la colocación del grupo de electrodos penetrantes y con conexiones directas con otros centros superiores de la vía auditiva (figura 3). En teoría, el beneficio reportado a la VCN sería el máximo posible, ya que el VCN recibe principalmente las ramas ascendentes del nervio coclear, que llevan la mayoría de la información auditiva que el oído recibe en condiciones normales (5).

La programación del IATC es bastante diferente de la de los implantes cocleares. Se debe a la proximidad de otros núcleos no auditivos a los cocleares del tronco, ocasionando sensaciones no auditivas, siendo las más comunes hormigueos o parestesias, vértigos y estimulaciones oculares.

Finalmente hay situaciones de pacientes con NF2, con tumores voluminosos, donde el IATC plantea una difícil implantación debido a la distorsión de la anatomía y potencial lesión que el propio tumor ocasionaba sobre los núcleos

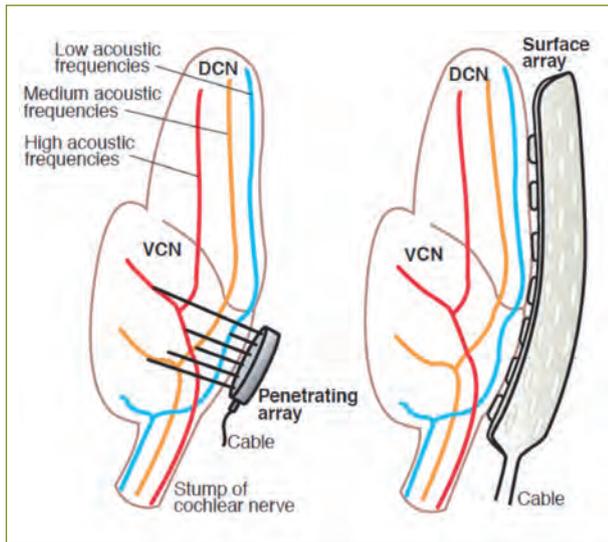


Figura 3
(Tomado de Nathalie Cary). Núcleos cocleares dorsal y ventral, con distribución de las frecuencias tonotópicas. Diferencias entre electrodos de superficie y electrodos penetrantes.

cocleares. En 2007 se han realizado en algunos de estos pacientes experiencias esperanzadoras con electrodos de superficie y penetrantes sobre el cóliculo inferior.

BIBLIOGRAFÍA

1. Toh, E. H.; Luxford, W. M. Cochlear and brainstem implantation. *Neurosurg Clin N Am* 2008; 19: 317-329.
2. Fayad, J. N.; Otto, S. R.; Brackmann, D. E. Auditory brainstem implants: surgical aspects. *Adv Otorhinolaryngol* 2006; 64: 144-153.
3. Nevison, B.; Laszig, R.; Sollmann, W. P.; Lenarz, T.; Sterkers, O.; Ramsden, R. Results from a European clinical investigation of the Nucleus multichannel auditory brainstem implant. *Ear Hear* 2002; 23: 170-183.
4. McCreery, D. G.; Shannon, R. V.; Moore, J.K.; Chatterjee, M.; Agnew, W. F. Accessing the tonotopic

organization of the ventral cochlear nucleus by intranuclear microstimulation. *IEEE Trans. Rehab. Eng.* (1998) Vol. 6, 391-399.

5. McCreery, D. B.; Shannon, R. V.; Moore, J. K.; Chatterjee, M. *IEEE Trans. Rehabil. Eng.* (1998), 6, 391.

16.5.2. INDICACIONES Y RESULTADOS EN IMPLANTES AUDITIVOS DE TRONCO CEREBRAL

MANUEL MANRIQUE*, RAQUEL MANRIQUE Y BARTOLOMÉ BEJARANO

INTRODUCCIÓN

Los criterios de selección de candidatos para un implante auditivo de tronco cerebral (IATC) han variado a lo largo del tiempo, de forma que en la actualidad se distinguen dos grandes grupos de candidatos: pacientes con o sin tumores del nervio estatoacústico (octavo par craneal).

INDICACIONES Y RESULTADOS DE IATC EN PACIENTES CON TUMORES DEL VIII PAR

En un comienzo y durante años esta ha sido la principal indicación de los IATC: pacientes con formaciones tumorales a nivel de los dos nervios vestibulococleares en el contexto de una neurofibromatosis tipo II (NF2). En estos casos los criterios de indicación aceptados se concretaban en los siguientes puntos:

1. Pacientes diagnosticados de NF2 que diera lugar a una severa disfunción bilateral del nervio acústico.
2. Quince o más años de edad.
3. La implantación podría tener lugar durante la primera extirpación de un tumor vestibular o en la segunda, correspondiente al lado contralateral, o siguiendo la extirpación bilateral de los tumores vestibulares, o después del diagnóstico de disfunción bilateral del nervio acústico de origen traumático. Con menos frecuencia, la

* Manuel Manrique. Departamento de ORL, Clínica Universidad de Navarra, Av. Pío XII nº 36. 31008 Pamplona, España. Teléfono de contacto: 948 25 54 00. Ext. 4651.

implantación podría llevarse a cabo en un segundo tiempo quirúrgico, después de la extirpación de los neurinomas en un primer tiempo.

- Los candidatos deben reunir unas condiciones médicas y psicológicas que permitan la realización de una cirugía bajo anestesia general y la adecuada colaboración en el periodo de rehabilitación auditiva después de la implantación.
- Los pacientes han de ser preparados y motivados para participar en las regulares sesiones de programación, valoración y seguimiento.
- Los criterios audiológicos no son especificados debido a que la propia evolución natural de los tumores del ángulo pontocerebeloso, la realización de una vía de abordaje translaberíntica para su extirpación y el origen traumático de la lesión bilateral del VIII par provocan de por sí una pérdida de la audición útil en el paciente. No obstante, en aquellos pacientes con audición útil, y aplicando los criterios de Briggs-Brackmann (1) y de Doyle-Nelson (2), cabe la posibilidad de obtener una preservación de la audición o una conservación anatómica del nervio coclear después de la cirugía, que permitiría varias opciones terapéuticas:

- Tumores bilaterales < 1,5 cm con normoaudición bilateral: cirugía de resección unilateral conservadora por fosa media (ubicación principalmente intracanalicular) o suboccipital (ubicación principalmente extracanalicular). Se llevará a cabo un IATC o un implante coclear (IC) en un segundo tiempo en función del resultado alcanzado en la primera cirugía y con respecto al control tumoral. Así, la indicación de un IC quedaría reservada para aquellos casos en los que se ha alcanzado una conservación anatómica del nervio coclear durante la cirugía de extirpación tumoral y se registra actividad en la vía auditiva tras la estimulación eléctrica a nivel promontorial.
- Tumor < 1,5 cm asociado a tumor > 2-3 cm contralateral, con audición útil: cirugía resectiva del tumor mayor más IATC y observación del segundo tumor con posterior decisión terapéutica en función de la evolución. No obstante, las decisiones se deben adoptar caso a caso, pues cabe la posibilidad, al igual que en el apartado anterior, de haber preservado la audición o mantenido la anatomía y la funcionalidad del nervio coclear, lo que posibilitaría optar por los tratamientos arriba mencionados.

- Tumores > 2-3 cm bilaterales: en ellos es raro no encontrar alteraciones auditivas. En estos casos se recomendaría una resección por vía translaberíntica o suboccipital más un IATC.

- Tumores vestibulares previamente tratados con radiocirugía. Inicialmente, este grupo de pacientes era excluido de la indicación de un IATC debido al potencial deterioro que la radiación producía sobre los núcleos cocleares (NC) (3, 4, 5). Sin embargo, este criterio está siendo revisado ante la experiencia de otros autores que han obtenido resultados auditivos comparables después de la implantación de estos pacientes radiados con los registrados en otros no tratados previamente con radioterapia (6, 7).

A la hora de evaluar los resultados clínicos en pacientes tumorales por NF2 debemos referirnos a los dos grandes ensayos clínicos realizados con IATC de superficie, el americano de 8 electrodos (8, 9) y el europeo de 20 (3), ya que estos agrupan al mayor número de pacientes, 92 y 27, respectivamente, receptores de un IATC. Un análisis global de los resultados reportados en estos trabajos indica que el 95% de los sujetos implantados manifestaron haberse beneficiado, de una u otra manera, del empleo de su IATC (9).

El número medio final de electrodos activados en el ensayo europeo fue 8-9 (más de un tercio), lo que posibilitó obtener en más del 95% de los pacientes una sensación auditiva con el IATC. En el ensayo americano no se especificó el número de electrodos activados, consiguiendo una sensación auditiva un porcentaje menor de pacientes (85%). Tan solo 2 de los 27 europeos no presentaron ningún tipo de efecto adverso durante la programación, lo que obligó a adoptar en el resto estrategias complejas de estimulación y a anular la función de algunos electrodos (3). De los 92 pacientes americanos, 77 experimentaron sensaciones no auditivas durante la programación. En ambos estudios se describe que la mayoría de estas sensaciones eran homolaterales al lado implantado. En casi 2/3 de los pacientes las disestesias se localizaban en área cefálica; los pacientes también presentaban disestesias en cuello y miembros superiores, en torso y abdomen, y en miembros inferiores. En algunos casos, los pacientes también tuvieron disestesias contralaterales. La mayoría de estas disestesias son explicables por una probable activación eléctrica de los pares craneales o los núcleos troncoencefálicos situados en la vecindad de los NC.

En cuanto a los resultados auditivos, aunque la inmensa mayoría de los pacientes no alcanza una comprensión vocal adecuada en contexto abierto, el IATC contribuye de modo importante a disminuir los efectos de aislamiento y minusvalía provocados por la NF2, especialmente en aquellos casos con deficiencia visual. Un IATC permite obtener información auditiva ambiental, si bien los resultados en la percepción de la palabra hablada en contexto cerrado o abierto suelen ser limitados. Solo un pequeño porcentaje de pacientes (7%) recibe una información auditiva suficiente como para desarrollar una comunicación sin apoyo de lectura labial o visual. Los mayores beneficios experimentados por estos pacientes se registran en el campo de la labiolectura, en la que el 90% obtiene una mejoría significativa. En ambos estudios se ha observado una mejoría de los resultados con el paso del tiempo, salvo en los pacientes que han sufrido un deterioro neurológico por la evolución de la propia enfermedad. La tasa de pacientes no usuarios de su IATC es baja y alrededor del 65% usan su implante más de 8 horas al día.

INDICACIONES Y RESULTADOS DE IATC EN PACIENTES NO TUMORALES DEL VIII PAR

El 18 de septiembre de 2009 un grupo de especialistas en ORL y neurocirugía, científicos y representantes de la industria de sistemas implantables auditivos se reunieron con el fin de llevar a cabo una detallada discusión sobre la indicación de IATC en pacientes no tumorales y elaborar un documento de consenso basado en dicha discusión (10). Las principales conclusiones alcanzadas pueden servir para aclarar cuál es el papel de los IATC en este grupo de pacientes no tumorales.

Dos categorías de candidatos a IATC fueron identificadas:

1. Pacientes prelocutivos con malformaciones de oído interno y/on hipoplasia de nervios cocleares. La valoración radiológica es esencial a la hora de determinar la indicación, de forma que en base a los resultados de esta exploración se definieron los siguientes grupos de indicaciones:

- Grupo 1. Malformaciones congénitas con indicación absoluta de IATC: aplasia completa de laberintos (Aplasia de Michel), aplasia de cóclea, aplasia de nervio coclear, aplasia de apertura del conducto auditivo interno (CAI) en el modiollo coclear.

- Grupo 2. Malformaciones congénitas con indicación relativa de IATC:

- Hipoplasia de cócleas con aplasia de apertura del CAI en el modiollo coclear.
- Cavidades comunes con partición incompleta tipo I si el nervio coclear no está presente.
- Cavidades comunes con partición incompleta tipo I, incluso cuando el nervio coclear está presente, dada la impredecible forma de distribución de las neuronas en este tipo de malformaciones cocleares.
- La presencia de un nervio cócleo-vestibular no dividido supone un reto pues no es posible definir con anticipación la cantidad de fibras que corresponden al nervio coclear. En estos casos, se plantea la colocación de un IC y en base a los resultados alcanzados la potencial colocación de un IATC en un segundo tiempo quirúrgico.
- La hipoplasia del nervio coclear representa un importante dilema. Un nervio hipoplásico es definido cuando su diámetro es el 50% de su tamaño normal o es de diámetro inferior con respecto al del nervio facial. En estos casos se plantea la misma actitud terapéutica que en el apartado anterior.

Los IATC permiten acceder en la mayor parte de estos pacientes a la detección de sonidos. La potencial discriminación del habla y adquisición del lenguaje a largo plazo depende de la edad de implantación, de la presencia o ausencia de discapacidades asociadas y de otros factores pronósticos ya establecidos en el ámbito de los IC. Se concluye que la discriminación del habla en un contexto abierto es alcanzable en casos seleccionados (11).

2. Pacientes postlocutivos a causa de meningitis, fracturas de huesos temporales con avulsión de los nervios cocleares, otosclerosis con relevante destrucción de la anatomía coclear o intratable estimulación del nervio facial después de un IC. Desde un punto de vista radiológico estas indicaciones se concretan en los siguientes casos:

- Grupo 1. Pacientes con completa osificación de ambas cócleas provocada por meningitis, apreciando cócleas “blancas” en TC y ausencia total de señal en secuencias T2 de RM.

- Grupo 2. Fracturas transversales de huesos temporales, con avulsión de los nervios cocleares.
- Grupo 3. Otosclerosis coclear con destrucción de la cápsula ótica de la cóclea visible en TC, incremento de la señal pericoclear en T2 de RM y comunicación con CAI.

Por lo general, son muy escasos los resultados obtenidos en pacientes sometidos a IC en situaciones de completa osificación coclear vinculada a laberintitis meningítica (12). Ello es debido a las dificultades que plantea la normal inserción de los electrodos del IC y, especialmente, a la relevante reducción de neuronas a estimular localizadas en el ganglio espiral. Algunos autores han mostrado una mejoría relevante en la percepción de la palabra en un contexto abierto en pacientes tratados con un IATC en el mismo oído que previamente había recibido un IC (13, 14). Estos datos, además de abrir una nueva indicación para los IATC en oídos con laberintitis osificantes muy avanzadas, arrojan unos satisfactorios resultados clínicos en la estimulación de una vía auditiva no alterada, como ocurre en el caso de la NF2. Por ello, precisamente la indicación de IATC en este grupo de pacientes abre nuevas expectativas en el uso de estos sistemas para aquellos casos de hipoacusias neurosensoriales no tumorales debidas a malformación congénita de la cóclea (agenesia o hipoplasia severa), aplasia del nervio coclear u osificación total de ambas cócleas que cursan con ausencia de respuestas en el test de estimulación eléctrica promontorial.

CONTRAINDICACIONES PARA UN IATC

En la actualidad no disponemos de medios de exploración que determinen el grado de funcionalidad de los NCs. Sin embargo, durante la realización de potenciales evocados eléctricamente estimulados durante la cirugía del IATC, se ha demostrado la presencia de la onda V en la mayor parte de los casos. Ello probablemente indica que la mayoría de los niños con malformaciones severas tienen NCs.

En la neuropatía auditiva no está indicado el IATC. Patologías como kernicterus, hemosiderosis o agenesias de cuerpo caloso y co-morbilidades como enfermedad cardiopulmonar deben ser evaluadas con sumo detalle. Además, retrasos importantes del desarrollo, cuadros de hiperactividad con falta de atención, graves alteraciones cognitivas o

ausencia de soporte familiar son circunstancias que comprometerán de forma significativa los resultados de un IATC.

Respecto a los límites de edad en la población infantil, la edad óptima se encuentra entre los 18 y 24 meses. Sin embargo, dependiendo de la experiencia del equipo implantador estos límites pueden ser rebajados hasta los 12 meses. Por otra parte, la cirugía es deseable que se realice antes de alcanzar los 3 años de edad. Los pacientes con hipoacusias peri o poslocutivas tienen ventanas más amplias para la ejecución de la cirugía.

CONSIDERACIONES FINALES

Es posible utilizar un IATC para restaurar la función auditiva en aquellos pacientes que presentan una hipoacusia profunda bilateral debida a una patología congénita o adquirida del nervio coclear o de la cóclea que hace inviable la colocación de un IC.

En manos de un equipo multidisciplinar experimentado la cirugía para la colocación de un IATC presenta reducidas tasas de complicaciones.

La monitorización auditiva intraoperatoria es esencial para asegurar un correcto posicionamiento de los electrodos sobre los NCs y ofrece información esencial para la activación y programación del sistema implantado. A su vez, estos factores son claves en la obtención de unos resultados satisfactorios.

Los resultados alcanzados varían sustancialmente de unos pacientes a otros. En ello influyen factores tecnológicos, quirúrgicos y biológicos, como también ocurre en el ámbito de los IC. En general, el grado de satisfacción mostrado por los pacientes después de la implantación es elevado, pudiendo llegar algunos de ellos a comprender la palabra hablada en un contexto abierto.

BIBLIOGRAFÍA

1. Briggs, R. J. S.; Brakmann, D. E.; Baser, M. E.; Hitselberger, W. E. Comprehensive management of bilateral acoustic neuromas. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg* 1994; 120: 1307-1314.

2. Doyle, K. J.; Nelson, R. A. Bilateral acoustic neuromas (Neurofibromatosis 2). En House, W.; Lutje, C. M.; Doyle, K. J. (eds.), *Acoustic tumor diagnosis and management*. Singular Publishing Group Inc. (San Diego-London), 1997: 308-310.
3. Nevison, B.; Laszig, R.; Sollmann, W. P, *et al.* Results from a European clinical investigation of the Nucleus multichannel auditory brainstem implant. *Ear Hear*, 2002; 23 (3): 170-183.
4. Marangos, N.; Stecker, M.; Sollmann, W. P.; Laszig, R. Stimulation of the cochlear nucleus with multichannel auditory brainstem implants and long-term results: Freiburg patients. *J Laryngol Otol*, 2000; 27 (suppl): 27-31.
5. Sollman, W. P.; laszig, R.; Marangos, N. Surgical experiences in 58 cases using the Nucleus 22 multichannel auditory brainstem implant. *The Journal of Laryngology & Otology*, 2000; 114, 27, 23-26.
6. Wu, H.; Kalamarides, M.; Bouccara, D.; Dahan, E. A.; Viala, P.; Sollmann, W. P.; Rey, A.; Sterkers, O. Auditory brainstem implant (Nucleus 21-channel) in neurofibromatosis type 2 patients previously operated on: preliminary results. *Adv Otorhinolaryngol*, 2000; 57: 236-239.
7. Kalamarides, M.; Grayeli, A. B.; Bouccara, D.; Dahan, E. A.; Sollmann, W. P.; Sterkers, O.; Rey, A. Hearing restoration with auditory brainstem implants after radiosurgery for neurofibromatosis type 2. *J Neurosurg*, 2001; 95 (6): 1028-1033.
8. Ebinger, K.; Otto, S.; Arcaroli, J.; Staller, S.; Arndt, P. Multichannel auditory brainstem implant: US clinical results. *J Laryngol Otol* (Suppl) 2000; (27): 50-53.
9. US Federal Drug Administration. Summary of safety and effectiveness. Octubre de 2000 (Documento de aprobación del implante de tronco cerebral Nucleus 24).
10. Sennaroglu, L.; Colletti, V.; Manrique, M.; Laszig, R.; Offeciers, E.; Saeed, S.; Ramsden, R.; Sarac, S.; Freeman, S.; Andersen, H. R.; Zarowski, A.; Ziyal, I.; Sollmann, W. P.; Kaminsky, J.; Bejarano, B.; Atas, A.; Sennaroglu, G.; Yucel, E.; Sevin, S.; Colletti, L.; Huarte, A.; Henderson, L.; Wesarg, T.; Konradsson, K. Auditory brainstem implantation in children and non-neurofibromatosis type 2 patients: a consensus statement. *Otology & Neurotology* 2011; 32: 187-191.
11. Colletti, V.; Carner, M.; Fiorino, F. G.; Sacchetto, L.; Orsi, A.; Cilurzo, F.; Paccini, L. Hearing Restoration with Auditory Brainstem Implant in Three Children with Cochlear Nerve Aplasia. *Otol Neurotol*, 2002; 23: 682-693.
12. Green, J. D.; Marion, M. S.; Hinojosa, R. Labirinthitis ossificans: histopathologic consideration for cochlear implantation. *Otolaryngol Head Neck Surg*, 1991; 104: 320-6.
13. Colletti, V.; Fiorino, F. G.; Carner, M.; Miorelli, V.; Guida, M.; Colletti, L. Auditory brainstem implant as a salvage treatment after unsuccessful cochlear implantation. *Otol Neurotol*, 2004; 25 (4): 485-496.
14. Grayeli, A. B.; Bouccara, D.; Kalamarides, M.; *et al.* Auditory brainstem implant in bilateral and completely ossified cochleae. *Otol Neurotol*, 2002; 24: 79-82.

16.5.3. PROGRAMACIÓN DEL IMPLANTE AUDITIVO DE TRONCO CEREBRAL

ALICIA HUARTE IRUJO*

INTRODUCCIÓN

Los implantes auditivos troncoencefálicos (IATC, o *Auditory Brainstem Implants, ABI*) son unos dispositivos médicos implantables que se aplican en personas diagnosticadas de una hipoacusia neurosensorial profunda bilateral de asiento retrococlear, bien por afectación del nervio auditivo (VIII par craneal) o bien secundaria a una alteración anatómica de la cóclea, no factible de ser paliada con un implante coclear.

El IATC se coloca en el receso lateral del IV ventrículo sobre la superficie de los Núcleos Cocleares (NC), estimulando la vía auditiva en dicha región y proporcionando así una sensación auditiva al paciente hipoacúsico (1, 2) (figura 4).

El IATC consta de unos elementos internos colocados quirúrgicamente y unos elementos externos. Así, el grupo de electrodos y el receptor-estimulador conforman los elementos

* Alicia Huarte Irujo. Departamento de ORL. Clínica Universidad de Navarra. Avda Pio XII, 36. Pamplona 31008. España. Teléfono de contacto: 948 255 400. Extensión: 4651. ahuarte@unav.es

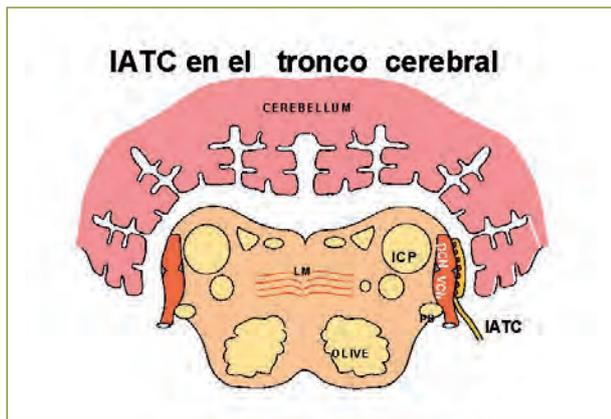


Figura 4

Ubicación del implante auditivo de tronco cerebral en los núcleos cocleares: dorsal y ventral.

internos o implantados. El micrófono, procesador de la palabra, baterías y el transmisor son los elementos externos, no implantados. Si bien los componentes externos de esta prótesis son similares a los de un implante coclear, los componentes internos difieren con respecto a este, tanto por la disposición de los electrodos, que quedan alojados en un

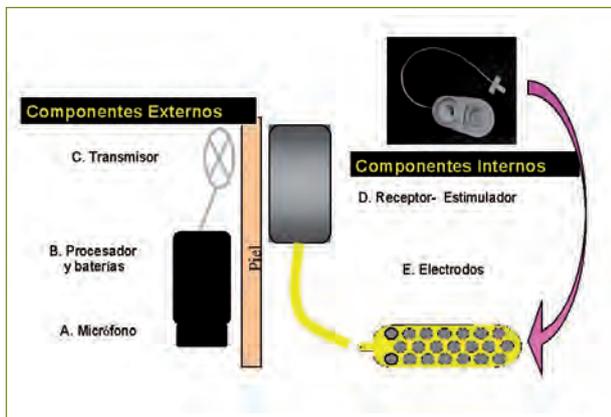


Figura 5

Componentes externos del IATC: (A) Micrófono, (B) Procesador y baterías, (C) Transmisor. Componentes internos del implante del IATC : (E) Portaelectrodos rectangular y (D) Receptor estimulador.

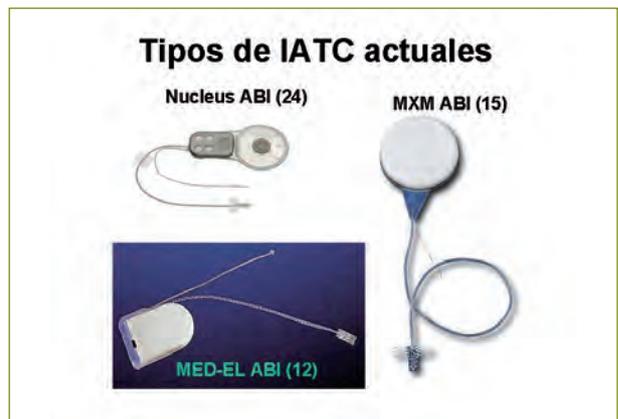


Figura 6

IATC ACTUALES. Los electrodos activos, en un número de 24 en el implante Nucleus ABI, 15 en MXM ABI, y 12 en el implante Mede ABI. Generalmente tienen una forma circular y se encuentran distribuidos en una de las caras de un portaelectrodo rectangular u ovalado, hecho de silicona, cuya superficie contraria es lisa.



Figura 7

Esquema que muestra la posición de un implante auditivo de tronco cerebral (IATC). El implante auditivo de tronco cerebral (IATC) ha sido diseñado para estimular directamente los Núcleos Cocleares, proporcionando una sensación auditiva al individuo con una lesión del nervio auditivo.

portaelectrodos rectangular u ovalado, como por la ubicación de los mismos, ubicados en la superficie de los núcleos cocleares. Los electrodos del implante de tronco cerebral que se están utilizando en la actualidad son electrodos de superficie y la forma del portaelectrodos, se adapta a la anatomía de los NC. El número de electrodos varía entre 12 y 24 dependiendo de la compañía que los fabrica (figuras 5, 6, 7) (3, 4).

La estructura de los NC es compleja. Su organización tonotópica está definida en capas, correspondiendo las más superficiales y caudales a las frecuencias graves y las capas más profundas y cefálicas a las frecuencias más agudas. Así, las fibras del ápex coclear se dirigen a la porción más caudal del complejo ventral, y las de la espira basal van a la parte más profunda o dorsal del complejo. En teoría existe una distribución tonotópica en los NC, pero en la práctica, mediante la estimulación con IATC, la percepción tonal es muy variable, no siendo posible establecer una predicción sobre si un determinado electrodo provocará una sensación tonal determinada. Quizá ello esté en relación con el punto de estimulación de los electrodos del IATC desde la superficie de los NC (figura 8). Por ello, tratando de conseguir un mejor acceso a la tonotopía (5), se desarrollaron implantes auditivos de tronco cerebral dotados de electrodos penetrantes (PABI). Sin embargo, esta mayor selectividad en la

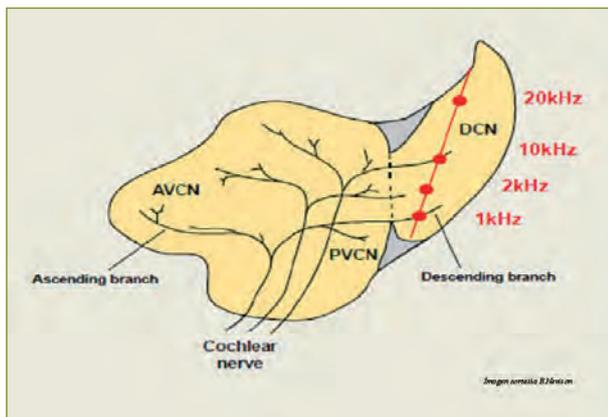


Figura 8

Distribución anatómica de la tonotopía, las frecuencias graves estimulan capas más superficiales y bajas. Las frecuencias agudas estimulan las capas más profundas y altas.

estimulación no ha supuesto un incremento en la discriminación frecuencial y en el reconocimiento de la palabra. En la actualidad, en la práctica clínica habitual solo se utilizan electrodos de superficie.

CUESTIONES PREVIAS A LA PROGRAMACIÓN DE UN IATC

La primera programación del IATC se realiza aproximadamente 6-8 semanas después de la cirugía de implantación. Entre la segunda semana posterior a la implantación y el día de la programación se recomienda realizar un TC (tomografía computarizada) a fin de comprobar la correcta posición del IATC.

Para iniciar la activación, es preciso adaptar las partes externas del sistema implantado, como son micrófono, procesador y transmisor. Para la colocación de este último elemento, en determinados pacientes en los que se ha retirado durante la cirugía de implantación el imán del receptor-estimulador-antena, se debe proceder a la fijación del transmisor por medio de un disco retenedor-adhesivo que se debe de colocar 3-5 mm por encima del centro del receptor estimulador (figura 9). Esta maniobra se lleva a cabo en aquellas personas que precisarán repetidas valoraciones con resonancia magnética cerebral, como es el caso de pacientes afectados de una neurofibromatosis tipo II, en un afán de evitar el artefacto producido por el imán que impediría visualizar el hemisferio cerebral homolateral al IATC.

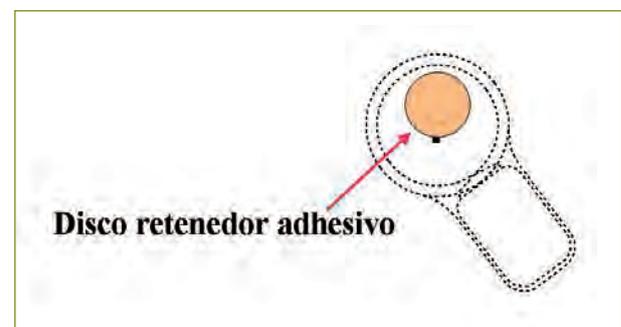


Figura 9

El disco retenedor adhesivo, se posiciona justamente 3-5 mm por encima del centro del receptor (el pelo debe cortarse en dicha área).

Asimismo se recomienda la realización de potenciales evocados auditivos eléctricos bajo anestesia general estimulados a través del IATC, con el objetivo de objetivamente confirmar que los electrodos que generan una respuesta auditiva y no otro tipo de respuesta colateral provocada por la estimulación de otros centros y vías ubicados en el tronco del encéfalo.

Estas mediciones electrofisiológicas, como son los potenciales auditivos eléctricamente evocados (PAEEE) por estimulación de los NC a través del IATC, proporcionan información sobre las respuestas auditivas generadas por los diferentes electrodos. Dicha estimulación eléctrica de los NC, primer punto de relevo en la vía auditiva, genera una serie de respuestas en los restantes escalones de la misma. La aparición de estas respuestas nos sirve para confirmar que la vía auditiva está siendo estimulada de forma efectiva por el IATC, determinando cuáles son los electrodos que dan respuestas auditivas consistentes (ver apartado “Pruebas objetivas e implante auditivo de tronco cerebral”). Todo ello ayuda a determinar los electrodos que proporcionan respuestas auditivas y con ello conseguir la mejor estimulación auditiva posible en la posterior creación del mapa auditivo.



Figura 10

Antes de iniciar la programación del IATC, y durante la misma, se debe de monitorizar electrocardiográficamente, con el fin de detectar alteraciones del ritmo cardiaco por estimulación del nervio vago, dada la proximidad del IATC a dicho par craneal. Ello exige la presencia del médico especialista.

Antes y durante la estimulación generada en la primera programación es preciso mantener una monitorización electrocardiográfica a fin de detectar alteraciones del ritmo cardiaco, dada la proximidad de los centros vagales. Ello requiere de la presencia y colaboración de un especialista en anestesia y reanimación (6) (figura 10).

BASES DE LA PROGRAMACIÓN DE UN IATC

Para crear el mapa auditivo, se selecciona el modo de estimulación, la estrategia de codificación y el ancho del pulso. El modo de estimulación genera un campo eléctrico que puede ser monopolar o bipolar. En el primero de los casos la corriente eléctrica pasará de cualquiera de los electrodos activos a otro de referencia, localizado fuera del portaelectrodo. En la estimulación bipolar, se generará un campo eléctrico entre un electrodo activo y otro cualquiera de los que forman parte del portaelectrodos, que en este caso actuará de referencia. En ambos casos, las neuronas que estén incluidas dentro de estos campos eléctricos serán directamente estimuladas. En la medida en que se utilice una estimulación bipolar, el área de estimulación es más restringida y requiere mayor nivel de corriente (figura 11).

Las estrategias de codificación empleadas por estos implantes son las mismas que las disponibles en los implantes cocleares. Ninguna de las compañías involucradas en el área de los IATC han desarrollado hasta el momento estrategias específicas para este tipo de implantes. El ancho de pulso requerido es amplio, se sitúa alrededor de 100-200 μ s.

Dada la cercanía de diferentes vías y centros diferentes a los NC, la estimulación eléctrica puede desencadenar sensaciones no auditivas tales como mareos, sensación de hormigueo en lengua o pierna, etc. La primera tarea durante la estimulación es la desactivación de los electrodos que dan respuestas no auditivas.

Un estudio multicéntrico europeo reunió la casuística de doce centros pertenecientes a siete países (7). Entre 1992 y 1997 se implantaron 27 pacientes con diagnóstico de neurofibromatosis tipo II, utilizando el sistema Nucleus® 24. El implante se activó en 26 de los 27 pacientes. De ellos, 25 refirieron sensación auditiva tras la activación de los implantes. En cuanto a los electrodos, una media de 12,4 de los 21 electrodos de este tipo de implante, aportó información

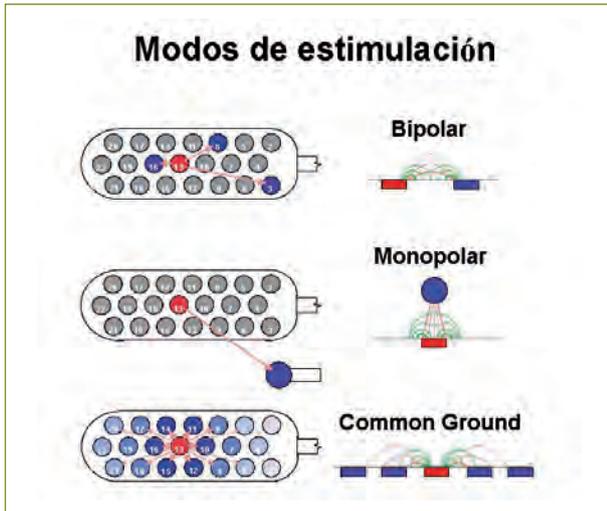


Figura 11

El modo de estimulación genera el campo eléctrico, que puede ser monopolar, es decir, la corriente eléctrica pasa de un electrodo activo situado en el portaelectrodo a un electrodo de referencia situado fuera del portaelectrodo. En la estimulación bipolar la corriente pasa de un electrodo activo del portaelectrodo a otro electrodo que actúa de referencia y que está situado también en el portaelectrodo. En la estimulación en Common ground, un electrodo activo en el portaelectrodo difunde la corriente al resto de electrodos del portaelectrodo que actúan de referencia. En principio cuanto más restringida sea el área de estimulación mayor nivel de corriente se necesitará.

auditiva. El resto generó sensaciones no auditivas o no produjo respuestas. En esta serie, las sensaciones no auditivas fueron en su mayoría ipsilaterales al implante y se distribuyeron de forma equivalente en cara y cuerpo, siendo fundamentalmente descritas por los pacientes como parestesias. En algunos casos se produjeron alteraciones visuales o mareos durante la estimulación, lo que hizo necesario desactivar determinados electrodos. Solo dos pacientes (7,7%) no reportaron sensaciones no auditivas en el proceso de programación del implante (figura 12). Por todo ello, no se recomienda realizar maniobras para la medición de impedancias, antes de determinar cuáles son los electrodos que proporcionan estimulación auditiva.

En un siguiente paso, se determinan los electrodos que proporcionan respuestas auditivas y se ajustan los niveles de

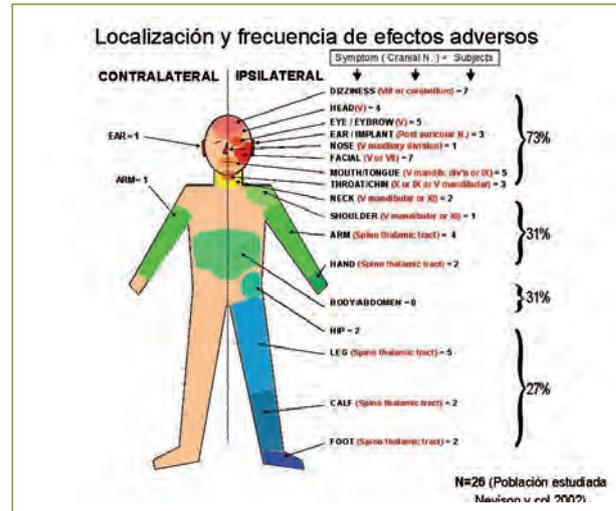


Figura 12

Localización y frecuencia de efectos adversos en un estudio multicéntrico europeo en personas con IATC. (7)

audición y confortables para dichos electrodos. Seguidamente se asignan las frecuencias correspondientes a estos electrodos, definiendo el apropiado orden tonotópico de los electrodos. En ningún caso se deben interpolar las mediciones de los umbrales y se deben medir todos y cada uno de los electrodos.

Se inicia una organización de los electrodos de acuerdo a una orientación anatómica teórica (4, 8) y a partir de ella, se va modificando el orden, dependiendo de la percepción del propio implantado (figura 13). Los electrodos deben programarse de manera que generen un nivel confortable de estimulación y además de forma que el usuario sea capaz de identificar los diferentes tonos. Para ello, los niveles de audición y confortables deben estar bien ajustados. El orden tonotópico se chequea barriendo todos los electrodos. Diferentes autores (9, 10) constatan que los electrodos mediales y caudales estimulan las frecuencias agudas. Kuchta (11) afirma que la apropiada identificación frecuencial de los electrodos tiene mayor importancia que el número total de electrodos activados. Una vez testados los electrodos se elabora un mapa en el que se visualizan los electrodos que proporcionan sensaciones auditivas y aquellos que proporcionan sensaciones no auditivas.

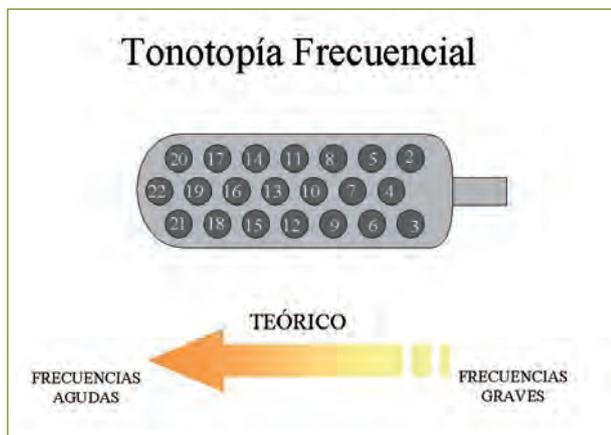


Figura 13

Organización de los electrodos de acuerdo a una orientación anatómica teórica. En ella, los electrodos mediales y caudales estimulan las frecuencias agudas y los electrodos apicales, las frecuencias graves (4).

En una situación ideal, contaríamos con un campo de estimulación donde todos los electrodos generan respuestas auditivas sin efectos colaterales por la estimulación de otros centros no auditivos (figura 14).

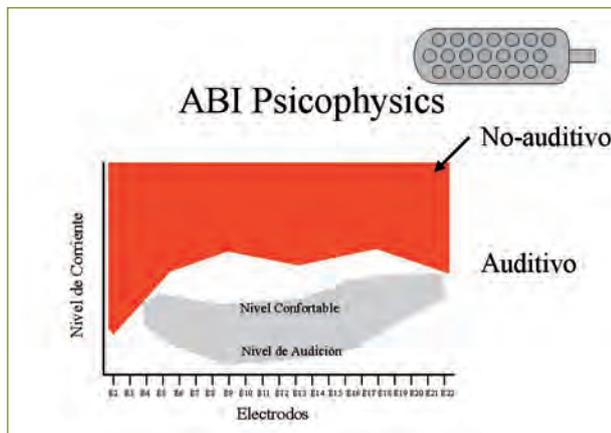


Figura 14

Todos los electrodos proporcionan sensación auditiva, sin estimulación de centros no auditivos.

Sin embargo, habitualmente, es frecuente que la activación de algunos electrodos genere sensaciones no auditivas que obligará a la cancelación de dichos electrodos (figura 15).

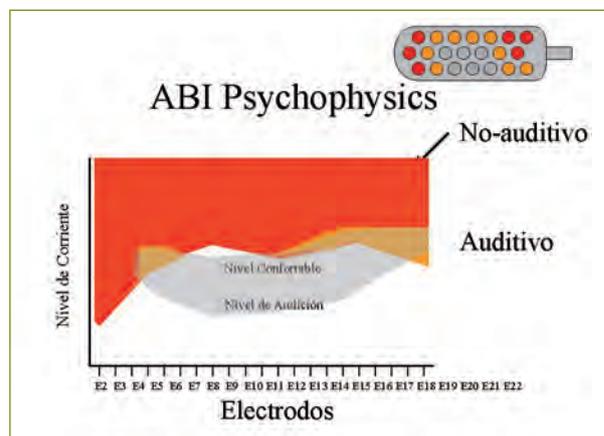


Figura 15

Existencia de electrodos que generan respuestas auditivas, junto a otros electrodos que generan respuestas no auditivas e incluso alguno de ellos presentan respuestas auditivas y no auditivas conjuntamente.

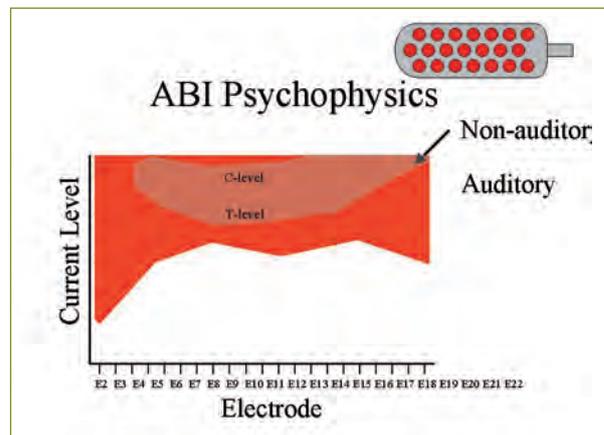


Figura 16

La activación no deseada es aquella en la cual los electrodos no generan respuestas auditivas en ninguno de los electrodos.

La peor de las situaciones se daría cuando la activación de los electrodos no generase ninguna respuesta auditiva y solo efectos colaterales (figura 16).

Una vez elaborado el mapa auditivo, se miden las impedancias de los diferentes electrodos que proporcionan respuestas auditivas en los diferentes posibles modos de estimulación, con la finalidad de evitar respuestas no auditivas.

A continuación, se introduce el mapa auditivo en el procesador de la palabra y se activa. En este momento, la persona implantada comienza a escuchar e inicia su adaptación al estímulo auditivo que está recibiendo. La programación es un proceso dinámico que requiere ajustes periódicos que repercutirán en la percepción auditiva del portador del IATC.

FACTORES A CONSIDERAR EN LA PROGRAMACIÓN DEL IATC

Desde un punto de vista general, es preciso considerar que determinados candidatos a un implante de tronco cerebral presentan un deterioro de su estado general, dada la enfermedad neurológica que padecen. Esta circunstancia va a dificultar la comunicación con ellos y limitará la realización de una programación prolongada en el tiempo.

En el momento de adaptar los componentes externos, al principio hay dificultades para que el transmisor se mantenga en la región retroauricular sin que se caiga continuamente en aquellos pacientes en los que ha sido retirado el imán en el acto quirúrgico. Progresivamente esta situación mejora, en la medida en que se va adquiriendo experiencia y aprendiendo la correcta ubicación en la que debe ser colocado el transmisor.

Técnicamente, hay que tener presente la disposición espacial de los electrodos en los NC y la limitada tonotopía. Ello hace que la percepción frecuencial sea pobre y dificulte la optimización del mapa auditivo. Hay que tener en cuenta que al modificar la intensidad, se puede modificar la frecuencia de estimulación, dadas las interconexiones neuronales existentes en los NC (figura 17). Todos estos factores van a influir finalmente en los resultados alcanzados con un IATC.

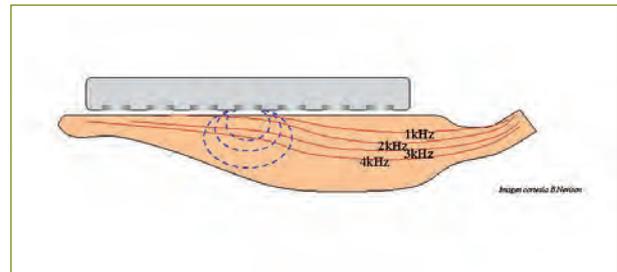


Figura 17

La frecuencia se puede modificar variando la intensidad del estímulo, al penetrar la corriente de forma diferente en la lámina. A mayor intensidad, se alcanza mayor profundidad y se estimulan las capas más profundas y agudas. A menor intensidad de estimulación, se activan las capas más superficiales y graves de los núcleos cocleares.

DIFERENCIAS EN LA PROGRAMACIÓN DE UN IATC Y UN IMPLANTE COCLEAR

Las diferencias más destacadas en relación a la programación de los implantes cocleares son:

- La implantación de los electrodos del IATC sobre la superficie del tronco del encéfalo a nivel de los NC conlleva el riesgo de estimulación de otras vías y centros distintos a la auditiva.
- La distribución de los electrodos a nivel de los NC puede generar una pobre percepción frecuencial, con correlaciones tonotópicas que pueden no ser estables. Por el contrario, la distribución de los electrodos de un implante coclear en la cóclea, con una tonotopía bien definida, marca una percepción frecuencial estable y consistente.
- En los IATC, no se aconseja la medición telemétrica hasta que la activación se haya realizado, y se conozcan los electrodos que proporcionan respuestas auditivas. En los implantes cocleares, estas mediciones se realizan previamente a la creación del mapa auditivo.
- En las personas portadoras de IATC afectas de una neurofibromatosis tipo II, con frecuencia se retira el imán del receptor-estimulador-antena y se sustituye por un molde no ferromagnético durante el proceso quirúrgico. Ello

dificulta el acoplamiento entre el transmisor externo y el receptor-estimulador-antena interno, pero facilita la realización de resonancias magnéticas para el seguimiento de su patología tumoral. Por lo general, ello no es necesario en los implantes cocleares.

- Para la realización del mapa auditivo en los IATC son necesarios potenciales auditivos eléctricamente evocados previos a la programación. Ello permite conocer cuáles son los electrodos que evocan respuestas auditivas. En los implantes cocleares, la práctica totalidad de los electrodos presentan respuestas auditivas. Solamente en algunos casos de osteodistrofias del hueso temporal se puede generar una estimulación del nervio facial por parte de algún electrodo determinado. No son imprescindibles los potenciales auditivos eléctricamente evocados en los implantes cocleares.
- Los parámetros de estimulación difieren principalmente en cuanto al ancho de pulso. El ancho de pulso requerido en el IATC es superior al requerido en un implante coclear (6).
- Aquellas personas adultas implantadas con IATC que presentan enfermedades tumorales, frecuentemente tienen un estado general comprometido y se fatigan en la programación. Por ello, es preciso planificar los tiempos dedicados a la programación de estos pacientes dotándolos de mayor espacio de tiempo.

De todo ello, se deduce que la programación de los IATC es de mayor complejidad que la de los implantes cocleares. Exige una mayor cualificación de los profesionales que trabajan en esta área y asimismo un mayor trabajo interdisciplinar de los profesionales involucrados en los programas de implantes auditivos de tronco cerebral.

BIBLIOGRAFÍA

1. Hitselberger, W.; House, W. F.; Edgerton, B. J.; Whitaker, S. Cochlear nucleus implant. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1984; 92: 52-54.
2. Mc Elveen, J.; Hitselberger, W.; House, W.F.; Mobley, P.; Terr, W. Electrical activation of cochlear nucleus in man. *Am J Otol* 1985; 6 (supp): 88-91.
3. Cervera-Paz, F. J.; Saldaña, E.; Artieda, J.; Manrique, M. Implantes auditivos troncoencefálicos. Fundamentos y resultados clínicos. En: Manrique, M.; Huarte, A. (dirs.). *Implantes cocleares*. Barcelona: Editorial Masson, S.A., 2002, 389-400.
4. Nevison, B. European ABI Experience and the Quality of Life Debate Skull Base 17. Presentation at the 9th Congress of the European Skull Base Society, 2007.
5. Otto, S. R.; Shannon, R. V.; Wilkinson, E. P.; Hitselberger, W. E.; Mc Creery, D.; Moore, J. K.; Brackmann, D. E. Audiologic outcomes with the penetrating electrode auditory brainstem implant. *Otology Neurotology* año; 29 (8): 1147-1154.
6. Sennaroglu, L.; Colletti, V.; Manrique, M.; Laszig, R.; Offeciers, E.; Saeed, S.; Ramsden, R.; Sarac, S.; Freeman, S.; Andersen, H. R.; Zarowski, A.; Iyal, I.; Sollmann, W. P.; Kaminsky, J.; Bejarano, B.; Atas, A.; Sennaroglu, G.; Yucel, E.; Sevinc, S.; Coletti, L.; Huarte, A.; Hendersdon, L.; Wesarg, T.; Konradsson, K. Auditory Brainstem Implantation in Children and Non-Neurofibromatosis Type 2 Patients – A Consensus Statement. *Otology & Neurotology* 2011; 32 (2): 198-191.
7. Nevison, B.; Laszig, R.; Sollmann, W. P. *et al.* Results from a European clinical investigation of the Nucleus multichannel auditory brainstem implant. *Ear Hear* 2002; 23 (3): 170-183.
8. Kanowitz, S. J.; Shapiro, W. H.; Golfinos, J. G.; Cohen, N. L.; Roland, J. T Jr. Auditory brainstem implantation in patients with neurofibromatosis type 2. *Laryngoscope* 2004; 114 (12): 2135-2146.
9. Colletti, V. ; Carner, M. ; Miorelli, V. *et al.* Auditory brainstem implant (ABI): new frontiers in adults and children. *Otolaryngol Head Neck Surg* 2005; 133: 126-138.
10. Otto, S. R.; Staller, S. J. Multichannel auditory brain stem implant: case studies comparing fitting strategies and results. *Ann. Otol Rhino Laryngol Suppl* 1995; 166 (Supp 1): 36-39.
11. Kuchta, J.; Otto, S. R.; Shannon, R. V.; Hitselberger, W. E.; Brackman, D. E. The multichannel auditory brainstem implant: how many electrodes make sense? *J Neurosurg* 2004; 100: 16-23.

16.5.4. PRUEBAS OBJETIVAS E IMPLANTE AUDITIVO DE TRONCO CEREBRAL

FREDY A. ESCOBAR-IPUZ, SOFÍA CIEZA Y MANUEL ALEGRE*

INTRODUCCIÓN

Los implantes auditivos de tronco, como se indica en detalle en los capítulos correspondientes, permiten dotar de capacidad auditiva a pacientes en los que el nervio coclear está muy comprometido, ausente o destruido, como en casos de aplasia del nervio auditivo, neurofibromatosis tipo 2, daño traumático, neuropatía auditiva, malformaciones y osificación (1-4).

Pueden obtenerse respuestas generadas a lo largo de la vía auditiva en el tronco del encéfalo al emplear la estimulación eléctrica directa de la cóclea (a través de un implante coclear) o de los núcleos cocleares (a través de un implante auditivo de tronco). Estas respuestas constan de una serie de ondas positivas en vértice, que pueden ser consideradas equivalentes aproximados de las ondas de los PEATC, comenzando a partir de la II con la estimulación coclear y de la III con la estimulación en tronco (5-8).

Aunque las ondas guardan una cierta equivalencia, su morfología y su latencia varían (especialmente con la estimulación de tronco) debido a que la estimulación directa a través del implante no estimula de igual forma las estructuras auditivas.

Mientras que el uso clínico de las respuestas por estimulación coclear se limita habitualmente a la comprobación de la funcionalidad del implante en casos determinados, las respuestas por estimulación de tronco se registran de forma rutinaria en la mayoría de centros que realizan cirugía de implante auditivo de tronco, como ayuda durante el proceso de colocación y para la posterior programación (1-4, 7-10). Además, una de las complicaciones de los implantes de tronco es la activación de estructuras no auditivas en el tronco cerebral, causando efectos adversos no auditivos, como

sensación de mareo, hormigueos y movimientos faciales (1-4). El registro de respuestas tardías, como se comenta más adelante, puede ayudar a identificar aquellos electrodos con mayor probabilidad de desencadenar estos efectos no deseados.

TÉCNICA DE REGISTRO

Montaje

Aunque los potenciales auditivos de tronco evocados por la estimulación directa de los núcleos cocleares a través del implante pueden registrarse empleando el montaje convencional (electrodo “activo” en vértice (Cz), referencia en mastoides ipsilateral, y tierra en mastoides contralateral), habitualmente se emplea un montaje diferente, con la referencia sobre la apófisis espinosa de C7, el electrodo activo en vértice (Cz) y la tierra a medio camino entre estos (próxima al inion (5)). Este montaje permite por una parte alejarse del campo quirúrgico en los estudios intraoperatorios, y por otra minimizar el artefacto de estímulo.

Registro

Las respuestas se adquieren con un equipo convencional (que admita sincronización externa con el estímulo eléctrico). Los parámetros de filtros y amplificación son los habituales en los registros de potenciales evocados auditivos de tronco (9), aunque se recomienda que el filtro de paso alto esté algo más abierto (1-10 Hz), para acortar la duración del artefacto de estímulo (8).

Asimismo, puede emplearse un rechazo de señal similar al de los potenciales evocados auditivos convencionales, siempre y cuando pueda excluirse la parte inicial de la respuesta (por el artefacto).

El artefacto de estímulo tiene una amplitud mucho mayor que las respuestas auditivas. En función de la calidad de los amplificadores (especialmente en equipos más antiguos), es posible que una ganancia muy alta (dirigida a una mejor detección de las respuestas) conlleve una saturación persistente de los mismos que impida visualizar las respuestas. La

* Dr. Manuel Alegre. Servicio de Neurofisiología. Clínica Universidad de Navarra. Avenida Pío XII, 36.31008 Pamplona. E-mail: malegre@unav.es

única solución posible en estos casos es reducir la amplificación, aún a costa de una peor definición de las respuestas.

Selección de electrodos de estimulación

Habitualmente, se comprueba la existencia de respuestas a diversas combinaciones de electrodos de estimulación. La estimulación a priori puede ser monopolar o bipolar. En el primer caso, la localización sería más precisa, pero el artefacto de estímulo es mucho mayor. Lo habitual es recurrir a la estimulación bipolar.

Se recomienda emplear de inicio una anchura de pulso de 150 μ s, con una intensidad de 150 o 180 unidades de nivel de corriente (CL; 150 CL equivalen a 30 nC de carga).

Se pueden emplear parejas de contactos distantes o próximas. El uso de parejas distantes (20-3) permite tener una idea inicial de la funcionalidad y la presencia de efectos secundarios pues activa una amplia área de tejido neural, mientras que la estimulación con parejas próximas (20-14 o 9-3, por ejemplo) define mejor las regiones del implante en contacto con estructuras auditivas o nervios motores (8).

Uso intraoperatorio

La principal utilidad del registro de los potenciales auditivos de tronco evocados por la estimulación directa de los núcleos cocleares a través del implante es confirmar la correcta colocación del implante auditivo de tronco, o en su caso ayudar a la misma indicando el tipo de desplazamiento a realizar (7-8). Este último aspecto es especialmente importante en los casos en los que el implante se realiza tras la resección de un tumor, ya que las referencias anatómicas que guían la colocación pueden estar muy distorsionadas por la masa resecada.

Los protocolos habituales comienzan con el registro de respuestas a pares de electrodos distantes, en diagonal (20-3 y 21-2), para pasar posteriormente a estimular pares cercanos en las porciones proximal, distal, dorsal y ventral del implante (ver figura 18).

La intensidad de la estimulación y la anchura del pulso pueden incrementarse si no se observan respuestas hasta encontrarlas o alcanzar el límite máximo. El sistema no permite estimular fuera de un rango seguro (220 CL).

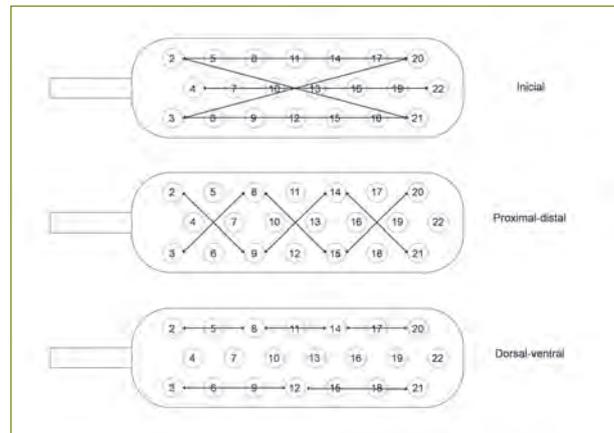


Figura 18

Ejemplos de combinaciones de electrodos de estimulación para la exploración inicial de la posición del implante (arriba), y para comprobar las porciones distal, central y proximal (en medio) o el eje dorso-ventral (abajo).

Dependiendo de los pares de electrodos del implante con los que se observen respuestas auditivas, se pueden dar indicaciones al cirujano correspondiente sobre cómo reposicionar el implante. Así, si las respuestas auditivas se observan únicamente en el extremo distal del implante, puede intentarse desplazarlo más profundamente. Por el contrario, si las respuestas únicamente aparecen al estimular la porción proximal, es posible que la introducción sea demasiado profunda. Si las respuestas únicamente aparecen al estimular la parte dorsal o la ventral, una rotación del implante en la dirección respectiva podría mejorar el contacto con los núcleos cocleares.

El registro de respuestas tardías ha sido relacionado con la estimulación de nervios motores (facial y glossofaríngeo). Su presencia también puede ser útil a la hora de guiar la recolocación del electrodo (7-8).

USO POSOPERATORIO

El registro intraoperatorio puede ser utilizado como guía a la hora de seleccionar los contactos a emplear (y aquellos a evitar) en la programación del implante. También es posible

realizar este mismo tipo de registro una vez colocado el implante, con el mismo objetivo. El montaje a emplear puede ser el mismo empleado en quirófano, o el convencional (vértice-mastoides), ya que no existe la limitación del campo quirúrgico. El registro posoperatorio tiene las mismas características que el intraoperatorio, con la diferencia de que no existe tanta premura de tiempo y, por tanto, el número de combinaciones de electrodos a emplear puede ser mayor. Su principal indicación es como ayuda a la programación en pacientes que no colaboran o no reconocen las sensaciones auditivas (niños pequeños) y en los que la información intraoperatoria no ha sido suficiente (10). Es necesario que el registro se realice bajo anestesia general, ya que la estimulación con los parámetros empleados para evocar las respuestas auditivas puede ser muy molesta o incluso dolorosa.

TIPOS DE RESPUESTAS

Respuestas auditivas

Las respuestas de carácter auditivo consisten en una secuencia de una a cuatro ondas, positivas en vértice (P1, P2, P3, P4; ver figura 19).



Figura 19

Ejemplo de registro de respuestas de origen auditivo. Se observan con claridad las ondas P2 (1.7 ms) y P3 (2.6 ms), mientras que el artefacto de estímulo hace difícil valorar la posible existencia de una onda P1 (0.7 ms).

Las distintas ondas serían equivalentes a las ondas III, IV, V y quizá VI de los potenciales evocados auditivos de tronco, correspondiendo a la activación de distintas estructuras de la vía auditiva troncoencefálica.

La latencia media de la P1 es de 0.6-0.77 ms, la de la P2 1.53-1.62 ms, la de la P3 2.51-2.85 ms y la P4 3.6-3.7 ms (5-9,11), con una variabilidad de hasta 0.5 ms dependiendo de cada paciente. La onda P1 resulta difícil de observar en muchos casos porque queda embebida en el artefacto de estímulo. Las ondas observadas con mayor frecuencia son P2 y P3.

La variabilidad en las respuestas y las diferencias con respecto a las ondas de los potenciales auditivos de tronco tradicionales pueden explicarse por la estimulación selectiva de distintas zonas de los núcleos cocleares. La distribución celular en los núcleos cocleares no es homogénea, por lo que cada pareja de electrodos podría estimular preferentemente a algunos tipos celulares y, por tanto, activar solo alguna de las vías de procesamiento en paralelo de la información auditiva, generando solo algunas de las respuestas (12). En consonancia con esta hipótesis, se ha observado que la probabilidad de obtener respuestas auditivas en los contactos estimulados aumenta si la respuesta contiene un mayor número de ondas (13).

Si la interpretación de una onda genera dudas, puede bien aumentarse la intensidad o duración del estímulo para ver si la respuesta incrementa su amplitud (aunque puede aumentar también el tamaño del artefacto de estímulo), o invertir la polaridad del estímulo (invirtiendo la pareja de electrodos empleados para la estimulación). La inversión de polaridad del estímulo invierte la morfología del artefacto de estímulo, pero no cambia la polaridad de una respuesta neural (5) lo que puede facilitar o confirmar la observación de respuestas en algún caso.

Hay que tener en cuenta, no obstante, que pueden aparecer pequeñas variaciones en los valores de latencia de las distintas respuestas con la inversión del estímulo.

La obtención de respuestas con características auditivas tiene una alta correlación con la presencia de sensaciones auditivas al estimular esos contactos, como se ha comentado (10, 12). Sin embargo, la ausencia de respuestas auditivas no implica necesariamente que esos electrodos no vayan a generar sensaciones auditivas (13).

Respuestas tardías

Las respuestas con latencias superiores a 5 ms a priori no tienen un carácter auditivo (5, 7, 8).

Dentro de las respuestas no auditivas, tienen relevancia clínica las denominadas respuestas tardías, asociadas a un origen muscular. La activación de fibras motoras del VII o IX par craneal puede generar ondas de gran amplitud y duración (comparadas con las respuestas auditivas) que aparecen en la segunda mitad del barrido (con latencia superior a 5 ms) (figura 20). Al igual que las respuestas auditivas, estas ondas aumentan de amplitud al aumentar la intensidad del estímulo. La estimulación de estos nervios se puede observar de forma concomitante en el registro electromiográfico que forma parte habitualmente de la monitorización neurofisiológica de este tipo de cirugías (7-8).

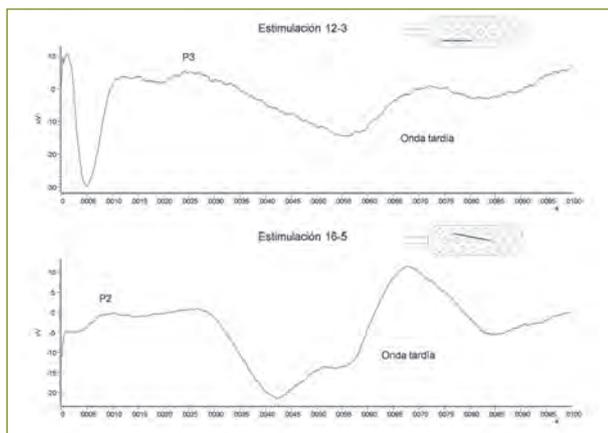


Figura 20

Dos ejemplos de registro de ondas tardías de origen no auditivo, en dos pacientes distintos. Nótese la gran amplitud de la onda tardía (compárese la escala con la de la figura 2). En ambos casos se observan también respuestas auditivas (P2 o P3) junto con las ondas tardías, a pesar de que la escala no es la óptima.

Es posible obtener una combinación de respuestas auditivas y respuestas tardías, sobre todo si se emplean altas intensidades y pares de electrodos lejanos.

Se han descrito un par de casos de estimulación del nervio vago a través del implante de tronco, que produjeron una asistolia reversible. Es importante que el anestesista responsable tenga en cuenta esta posibilidad y avise inmediatamente si se observa bradicardia durante el registro de los potenciales evocados (8).

OTRAS TÉCNICAS

Se ha descrito el uso de la telemetría de respuestas neurales (NRT) para ayudar en la colocación del implante auditivo de tronco. Esta técnica tiene la ventaja de no necesitar un equipo externo para su obtención. Sin embargo, por su propia naturaleza únicamente recoge respuestas locales, sin permitir identificar su origen, por lo que su ayuda en la colocación de los implantes de tronco es más limitada, y no tienen utilidad para programar después de la intervención (14).

CONCLUSIÓN

El registro de potenciales auditivos evocados por la estimulación eléctrica directa a través del implante auditivo de tronco es útil para guiar la colocación del implante en quirófano, así como para ayudar en la selección de los electrodos para la programación, especialmente en pacientes que no colaboran o no han tenido previamente sensaciones auditivas. La técnica no requiere equipamiento complejo, pero es necesario conocer las características específicas del montaje y el registro para poder interpretar adecuadamente sus resultados.

BIBLIOGRAFÍA

1. Nevison, B.; Laszig, R.; Sollmann, W. P.; Lenarz, T.; Sterkers, O.; Ramsden R. *et al.* Results from a European Clinical Investigation of the Nucleus® Multichannel Auditory Brainstem Implant. *Ear & Hear* 2002; 23: 170-183.
2. Colletti, V.; Carner, M.; Fiorino, F.; Sacchetto, L.; Miorelli, V.; Orsi, A. *et al.* Hearing restoration with auditory brainstem implant in three children with cochlear nerve aplasia. *Oto NeuroOtol* 2002; 23 (5): 682-693.
3. Kanowitz, S.; Shapiro, W.; Golfinos, J.; Cohen, N.; Roland, J. T. Auditory Brainstem Implantation in Patients with Neurofibromatosis Type 2. *Laryngoscope* 2004; 114: 2135-2146.
4. Colletti, V.; Carner, M.; Miorelli, V.; Guida, M.; Colletti, L.; Fiorino, F. Auditory Brainstem Implantation (ABI): New Frontiers in Adults and Children. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery* 2005; 133 (1): 126-138.
5. Waring, M. D. Auditory brain-stem responses evoked by intra-operative electrical stimulation of the cochlear

- nucleus in human subjects. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1995; 96 (4) 338-347.
6. Waring, M. D. Properties of auditory brainstem responses evoked by intra-operative electrical stimulation of the cochlear nucleus in human subjects. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 1996; 100 (6): 538-548.
 7. Frohne, C.; Matthies, C.; Lesinski-Schiedat, A.; Samii, M.; Lenarz T. Extensive monitoring during auditory brainstem implant surgery. *J Laryngol Otol* 2000 (27) Suppl, 11-14.
 8. Nevison, B. A guide to the positioning of brainstem implants using intraoperative electrical auditory brainstem responses. *Adv. Otorhinolaryngol* 2006; 64:154-166.
 9. Alegre, M.; Artieda, J. Electrocoqueleografía y potenciales evocados auditivos. En: Artieda, J.; Iriarte, J. *Manual de Neurofisiología Clínica*. Madrid: Panamericana; 2013, 251-265.
 10. O' Driscoll, M.; El-Deredy, W.; Atas, A.; Sennaroglu, G.; Sennaroglu, L.; Ramsden, R. T. Brain Stem Responses Evoked by Stimulation with an Auditory Brain Stem Implant in children with cochlear nerve aplasia or hypoplasia. *Ear & Hear* 2011; 32 (3): 286-299.
 11. Alegre, M.; Iriarte, J.; Manrique, M.; Huarte, A.; Vana-clocha, V.; Artieda, J. Potenciales auditivos tronco-encefálicos evocados por estimulación eléctrica de los núcleos cocleares durante la colocación de implantes auditivos centrales. *Rev Neurol* 1999; 29 (3): 198-200.
 12. Ponton, C. W.; Moore, J. K.; Eggermont, J. J. Auditory brain stem response generation by parallel pathways: differential maturation of axonal conduction time and synaptic transmission. *Ear Hear* 1996; 5: 402-410.
 13. O' Driscoll, M.; El-Deredy, W.; Ramsden, R. T. Brain Stem Responses Evoked by Stimulation of the Mature Cochlear Nucleus With an Auditory Brain Stem Implant. *Ear & Hear* 2011; 32 (3): 286-299.
 14. Otto, S. R.; Waring, M. D.; Kuchta, J. Neural response telemetry and auditory/nonauditory sensations in 15 recipients of auditory brainstem implants. *J Am Acad Audiol*. 2005; 16 (4): 219-227.

CAPÍTULO 17

PROTOCOLOS PARA LA INDICACIÓN Y VALORACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LOS DISPOSITIVOS AUDITIVOS

17. PROTOCOLOS PARA LA INDICACIÓN Y VALORACIÓN DE LOS RESULTADOS DE LOS DISPOSITIVOS AUDITIVOS

ALICIA HUARTE IRUJO*, LAURA GIRÓN Y FRANCISCO COGOLLUDO

INTRODUCCIÓN

La hipoacusia es una entidad que afecta a un elevado número de personas. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS, febrero 2013), más del 5% de la población mundial, es decir, aproximadamente 360 millones de personas sufren alteraciones en la audición. Se estima que esta cifra se elevará en los próximos años, dado que el nivel del ruido en el ambiente que nos rodea es cada vez mayor y la esperanza de vida se está incrementando. Aproximadamente un tercio de las personas mayores de 65 años de edad se ven afectadas por la pérdida auditiva incapacitante debido al envejecimiento.

Una vez detectada y diagnosticada la deficiencia auditiva se debe iniciar la intervención terapéutica más adecuada para que la persona hipoacúsica se comuniquen con la menor limitación posible y que ello repercuta mínimamente en su vida social y laboral. Dependiendo de la causa que provoca dicha hipoacusia, el tratamiento puede ser médico, quirúrgico o paliarse mediante dispositivos electrónicos como audífonos, implantes osteointegrados o de conducción ósea, implantes activos de oído medio, implantes cocleares o implantes auditivos de tronco cerebral. En este capítulo haremos referencia a los diferentes dispositivos técnicos electrónicos disponibles en la actualidad para las personas hipoacúsicas.

Los dispositivos auditivos implantables (1) ofrecen algunas ventajas frente a los audífonos convencionales:

1. Mejor calidad de sonido percibida en aquellos pacientes que refieren sensación sonora distorsionada, lo cual suele repercutir en una mejor discriminación de la palabra hablada en ambiente ruidoso.
2. Mejoran el problema de la retroalimentación acústica (*feedback*), aunque hoy en día las mejoras tecnológicas en los canceladores de ruido de los audífonos reducen el clásico ruido de acoplamiento (efecto *feedback* o Larsen).

3. Consiguen una audición más natural al mejorar la transmisión de la energía sonora (esto no es aplicable a implantes cocleares e implantes de tronco cerebral, al realizar estimulación eléctrica del receptor auditivo). En general, los otros tipos de implantes disminuyen la impedancia al mejorar la transmisión de energía hacia el oído interno y las vías auditivas centrales.
4. Evitan la oclusión de conducto auditivo externo y con ello las complicaciones asociadas a ello. Son útiles cuando se dan condiciones otológicas en las que están contraindicados los audífonos convencionales (otitis externa y media crónica con otorrea recurrentes, atresia congénita del oído externo que imposibilita el empleo de audífonos).
5. En algunos casos resultan estéticamente más aceptables para el paciente que los audífonos convencionales (especialmente con audífonos retroauriculares).

No obstante, también tienen desventajas:

1. Precisan de un procedimiento quirúrgico, en la mayoría de los casos con anestesia general.
2. Necesitan de material específico para cada tipo de implante.
3. La colocación de un implante supone o puede suponer la lesión de estructuras del oído (cadena osicular o cóclea). Supone además asumir riesgos propios de la cirugía (posibilidad de infección posquirúrgica, complicaciones a nivel local). Pueden requerir nuevas cirugías por fallos de funcionamiento o para actualización de los componentes implantados.
4. Utilizan baterías reemplazables en la parte externa del dispositivo.
5. Coste económico elevado.
6. Limitaciones en la exposición a campos magnéticos externos (resonancia magnética nuclear) o aplicación de radioterapia sobre la zona implantada. Artefactos de imagen en las pruebas radiológicas (radiología simple, tomografía computarizada, resonancia magnética).

* Alicia Huarte Irujo. Departamento de ORL. Clínica Universidad de Navarra. Avda Pío XII, 36. Pamplona 31008. Navarra. España. Teléfono de contacto: 948 255 400. Extensión: 4651. E-mail: ahuarte@unav.es

PRUEBAS PARA LA INDICACIÓN DE DISPOSITIVOS AUDITIVOS

Antes de iniciar las pruebas audiológicas, se debe realizar una otoscopia, que nos permite conocer en detalle la anatomía del conducto auditivo externo para valorar la morfología del mismo y orientar hacia los posibles dispositivos técnicos.

La prueba audiométrica fundamental para seleccionar el posible dispositivo auditivo, implantable o no implantable, es la audiometría tonal liminar (2, 3, 4). No obstante, esta prueba, junto a la audiometría verbal y la determinación del umbral de discomfort, constituyen la base para la selección de un sistema técnico audiotprotésico de carácter implantable o no implantable (tabla 1).

Tabla 1

Pruebas audiológicas que se realizan para la selección del dispositivo implantable o audífono. Dichas pruebas se llevan a cabo con auriculares TDH39 y/o insertores y/o vibrador óseo

| Sistemas Implantables: No Implantables | Pruebas Audiológicas | | | | |
|---|------------------------------------|-----------------------------|----------------------|-------------------------|--------------|
| | Antes de Programación / Adaptación | | | | |
| | A. Tonal Liminar V. Aérea | A. Tonal Liminar V. Osea | A. Verbal: Bisilabas | A. Verbal Niños: Esp | U. Inconfort |
| Audífonos | X | X | X | X | X |
| Implantes osteointegrados | X | X | X | X | |
| Implantes de oído medio | X | X | X | X | |
| Implantes cocleares | X | X | X | | |
| Implantes tronco cerebral | X | X | X | | |

Abreviatura: E.S.P: (Early Speech Perception) Percepción Temprana de la Palabra

Tabla 2

Se detallan los tipos de audífono, la ubicación de los mismos, así como la indicación audiológica según el tipo, grado y evolución de hipoacusia

| Tipo de audífono | Ubicación | | | Grados | | | Evolución hipoacusia | |
|------------------|-----------------------|---|----------|------------------------|----------|--------|----------------------|---------------|
| | Cae | Concha | Pabellón | Leve | Moderada | Severa | Progresiva | No progresiva |
| Retroauricular | Open (tubo fino) | Micromolde open/ adaptador estándar abierto | | Audífono | x | x | x | x |
| | Cerrado (tubo grueso) | Molde canal | Molde | Audífono | | x | x | x |
| RIC - RITE | Open | Auricular + Micromolde open/ adaptador estándar abierto | | Audífono sin auricular | x | x | x | x |
| | Cerrado | Auricular+ Micromolde/ adaptador estándar cerrado | | Audífono sin auricular | | x | x | x |
| Intra concha | Audífono | | | | x | x | | x |
| Intra canal | Audífono | | | x | x | x | | x |
| CIC | Audífono | | | x | x | x | | x |

Abreviatura: CAE: conducto auditivo externo.CIC: completamente insertado en canal.

A partir de la información aportada por estas valoraciones, se procederá a asesorar y aconsejar al candidato sobre la adaptación protésica o dispositivo implantable más idóneo para él. Actualmente existen alternativas protésicas o dispositivos implantables que se solapan en su indicación. Por ello, el candidato debe ser estudiado de forma integral a fin de ofrecerle la mejor alternativa de acuerdo a sus necesidades individuales (tablas 2 y 3). Respecto al asesoramiento, no solo hay que valorar el formato, el diseño y la potencia del dispositivo sino conocer otros aspectos como el entorno y ámbito social y cotidiano al que prioritariamente está expuesto, habilidades motoras, patologías asociadas, secreción de cerumen, experiencia previa en el uso de audífonos. En el caso de los dispositivos implantables de conducción ósea, hay que considerar la existencia de factores anatómicos que condicionen la osteointegración del implante o la colocación del transductor (5).

Las pruebas de valoración y rendimiento del sistema audio-protésico, expuestas en las tablas 4 y 5, se realizan en una cabina insonorizada convenientemente equipada con un audiómetro y altavoces, como establece ANSI S3-6-1996 (6). La prueba se lleva a cabo en campo libre estando situado el paciente a un metro del altavoz. El test se ejecuta a viva voz o por medio de una grabación en CD, a intensidad controlada por el examinador mediante el audiómetro.

Las pruebas que se realizan son una audiometría tonal liminar sin / con la audioprótesis, una audiometría verbal sin / con la audioprótesis, con el fin de comparar la situación previa y la situación posterior a la utilización de dicho dispositivo auditivo. Asimismo, mediante estas pruebas se evalúa la condición de binauralidad en situación de ruido y en ausencia del mismo.

VALORACIÓN Y SEGUIMIENTO DE LOS RESULTADOS DE LOS DISPOSITIVOS AUDITIVOS

Después de la selección y adaptación del dispositivo, y antes de comenzar a utilizarlo, este se debe ajustar físicamente en el usuario y funcionalmente a través del *software* correspondiente.

PROTOCOLO DE VALORACIÓN EN FUNCIÓN DE LA EDAD

Según la edad del paciente, en determinadas ocasiones, niños o personas adultas con trastornos asociados, puede resultar complejo valorar las respuestas. Por lo tanto, se deben de ajustar las pruebas al desarrollo madurativo, cognitivo y lingüístico del niño/adulto. Por ello se comienza con

Tabla 3

Se detallan los tipos de dispositivos implantables existentes en la actualidad y las indicaciones audiológicas de los mismos dependiendo del tipo y grado de hipoacusia

| | Tipos de dispositivos implantables | | Indicación audiológica | | | |
|------------------------------|------------------------------------|--------------|---------------------------|-----------------------|-----------------------------|---------------------------|
| | Percutáneo | Transcutáneo | H. Mixtas | NHL.SSD | H. Neurosensorial | H. Transmisiva |
| Implante conducción ósea | SOPHONO | | < 45 dB (u. óseo) | < 20 dB (u. aereo) | | < 45 dB (u. óseo) |
| | BONEBRIDGE | | < 45 dB (u. óseo) | < 20 dB (u. aereo) | | < 45 dB (u. óseo) |
| | BAHA/PONTO | | < 45 - 65 dB (u. óseo) | < 20 dB (u. aereo) | | < 45 - 65 dB (u. óseo) |
| | Vibrant Soundbridge | | | | Leve - Moderada - Severa | |
| Implantes activos oído medio | Carina | | | | Leve - Moderada - Severa | |
| Implantes cocleares | x | | | | Severa - Profunda | |
| Implantes de tronco | x | | | | Profunda | |

Abreviatura: NHL.SSD: (Neurosensorial Hearing Loss Single Side Deafness) Hipoacusia neurosensorial unilateral.

Tabla 4

Se determinan las pruebas audiológicas a realizar en el seguimiento de las personas hipoacúsicas portadoras de audífonos o implantes de conducción ósea, así como las condiciones de la prueba.

| Pruebas audiológicas en campo libre | | Condición | Audifono | | | Implantes conducción ósea | | | |
|-------------------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------|-----|----------|---------------------------|-----|----------|---|
| | | 45° / 2 Altavoces/1 m | SIN | CON | Binaural | SIN | CON | Binaural | |
| Audiometría tonal liminar | | X | X | X | x | x | x | x | |
| Audiometría verbal | Identific. Vocales | x | | | | | | | |
| | Identific. Consonantes | x | | | | | | | |
| | Series Cerradas palabras | x | | | | | | | |
| | Contexto cerrado | Percepción Temprana Palabra Niños | x | | X | | | x | x |
| | | Ling Niños | x | | X | | | x | x |
| | | Emergencia Niños | x | | X | | | x | x |
| | | Partes cuerpo Niños | x | | X | | | x | x |
| | Contexto abierto | Números Niños | x | | X | | | x | x |
| | | Bisilabas | x | x | X | x | | x | x |
| | | Frases | x | | X | X | | x | X |
| Lectura labial | Frases Hint | S 0°-R 90° /2 Altavoces/ 1 m | | X | x | | x | x | |
| | | No sonido | | | | | | | |

Abreviatura: S0°R90°: Señal a 0° y ruido a 90°

pruebas en contexto cerrado, que es la condición en la que el paciente tiene la posibilidad de elegir entre las respuestas seleccionadas, aquella que se le presenta auditivamente durante la exploración. El apoyo gráfico o juguete siempre está presente en la realización de la prueba en contexto cerrado, porque el niño de corta edad con sospecha de hipoacusia es capaz de ejecutar una acción motora (señalar una imagen o coger un juguete, por ejemplo) con menor dificultad que repetir las palabras que se le presentan durante la prueba. Se usan en lengua española: Test de Ling, Test de Percepción Temprana de la Palabra, descritas en el capítulo 5.3. Incluso, en determinadas ocasiones se elabora una audiometría verbal de emergencia, utilizando el limitado vocabulario del niño. Para ello, la madre/padre debe poner en conocimiento del explorador las palabras que el niño conoce y es capaz de identificar, repitiéndolas o realizando una acción determinada (7). Así, en similares condiciones que en

anteriores exploraciones, se presentan al niño consignas sencillas que debe ejecutar con los juguetes, como por ejemplo: “sienta al muñeco en la silla”, “coge el lápiz verde”, etc. También se puede ofrecer un conjunto de imágenes para que el niño señale la que corresponde a cada palabra-estímulo o se puede observar la respuesta del niño a su propio nombre.

Las pruebas que se utilizan habitualmente en personas adultas o niños mayores de 6 años con lenguaje oral adquirido son pruebas en contexto abierto lo que implica que el sujeto a explorar no dispone de respuestas anteriormente acotadas, ni tiene delante de sí ningún material gráfico que le ayude a responder a la cuestión planteada. Exige al menos el reconocimiento auditivo de la palabra hablada. Las pruebas que se usan rutinariamente están descritas en el capítulo 5.3 son los test de bisilabas y de frases.

Tabla 5

Se determinan las pruebas audiológicas a realizar en el seguimiento de las personas hipoacúsicas portadoras de implantes de oído medio implantes cocleares o implantes de tronco cerebral (ABI), así como las condiciones de la prueba

| Pruebas audiológicas en campo libre | | Condición | Implantes oído medio | | | Implantes cocleares | | | Implantes Tronco Cerebral | | |
|-------------------------------------|--------------------------|-----------------------------------|----------------------|-----|----------|---------------------|-----|----------|---------------------------|-----|---|
| | | 45° / 2 Altavoces / 1 m | SIN | CON | Binaural | SIN | CON | Binaural | SIN | CON | |
| Audiometría tonal liminar | | X | X | X | X | X | X | X | X | X | |
| Audiometría verbal | Identific. Vocales | X | | | | | X | | | | |
| | Identific. Consonantes | X | | | | | X | | | | |
| | Series Cerradas palabras | X | | | | | X | | | | |
| | Contexto cerrado | Percepción Temprana Palabra Niños | X | | X | | | X | X | X | X |
| | | Ling Niños | X | | X | | | X | X | X | X |
| | | Emergencia Niños | X | | X | | | X | X | X | X |
| | Contexto abierto | Partes cuerpo Niños | X | | X | | | X | X | X | X |
| | | Números Niños | X | | X | | | X | X | X | X |
| | | Bisilabas | X | X | X | X | X | X | X | X | X |
| | | Frases | X | | X | X | | X | X | X | X |
| | Frases Hint | S0°-R90° / 2Altavoces / 1 m | | X | X | | X | X | | | |
| Lectura labial | No sonido | | | | | | | | | | |

TIPOS DE MATERIALES UTILIZADOS EN LA VALORACIÓN EN EL SEGUIMIENTO DE PERSONAS TRATADAS CON UN DISPOSITIVO AUDITIVO

Pruebas para audiometría verbal en contexto cerrado

- **Test de identificación de vocales:** test desarrollado en varias lenguas por diferentes autores, P. Blamey (8), A. Huarte (9), cuyo objetivo es identificar las vocales de la lengua. La presentación de la vocal es medial. El paciente tiene el apoyo gráfico de las diferentes vocales. El número de ítems varía según las diferentes lenguas.
- **Test de identificación de consonantes:** test desarrollado en varias lenguas por diferentes autores, R. Tyler (10), A.

Huarte (9), cuyo objetivo es identificar las consonantes de la lengua. La presentación de la consonante es medial en lengua española e inicial en lengua inglesa. El paciente tiene el apoyo gráfico de las diferentes consonantes. El número de ítems varía según las diferentes lenguas. Edad mínima de 5 años en lengua inglesa dada la significación de las palabras monosílabas y 10 años para lengua española al no tener significación las palabras monosílabas utilizadas.

- **Test de series cerradas:** se seleccionan distintas series del vocabulario cotidiano de los niños y se presentan con soporte gráfico. Existen varios tests disponibles:
 - Test auditivo de números (ANT Auditory Numbers Test): desarrollado por Erber (11), el niño debe

identificar los números que se le presentan aislada-mente o en series.

- Test auditivo de las partes del cuerpo: utilizado con frecuencia por los audiólogos, ya que el esquema corporal es aprendido por los niños en edades tempranas.

Pruebas de audiometría verbal en contexto abierto

Una vez alcanzada la identificación consistente de las distintas pruebas en contexto cerrado, se continúa con las pruebas de contexto abierto: test de bisílabas y test de frases ya descritas anteriormente. En situaciones en las que se está analizando la binauralidad se testa al paciente con el test de frases HINT en ruido y también con el test de bisílabas en ruido. En estas situaciones de binauralidad, la persona hipoacúsica puede ser usuario de dispositivos auditivos diferentes en cada oído. Por ejemplo, un audífono en un oído con implante coclear en el oído contralateral, modo de estimulación que se denomina bimodal. En el caso de que el paciente utilice dos sistemas auditivos semejantes, se denomina estimulación bilateral.

Con todas estas pruebas realizadas, se debe de comparar los resultados antes del uso del dispositivo auditivo y posteriormente usando dicho dispositivo, en condición de monoauralidad y/o binauralidad, con el objetivo de evaluar el rendimiento que obtiene del dispositivo/s técnico/s y optimizarlo/s al máximo.

Otras herramientas de evaluación

Escalas de desarrollo

Los bebés y niños menores de 36 meses aproximadamente no son capaces de realizar pruebas estandarizadas, por lo que debemos de servirnos de otras herramientas que nos midan su situación auditiva y su evolución a lo largo del tiempo. Para ello disponemos de diferentes escalas de desarrollo auditivo a través de las cuales conocemos el comportamiento y el desarrollo auditivo en los niños oyentes:

- Auditory-Verbal Ages and Stages of Development. Esta lista de control hace hincapié en el desarrollo de la escucha desde la conciencia del sonido hasta la comprensión auditiva, incluyendo la distinción, la identificación, la localización, la memoria auditiva y la secuenciación la escuchar a distancia y con ruido de fondo (12).

- Escala de rendimiento auditivo. Tiene como fin aportar información general sobre la evolución de niños hipoacúsicos, sometidos o no a una implantación coclear. Una de las más conocidas y utilizadas es el Escala de Rendimiento Auditivo de Nottingham, Categories of Auditory Performance (13). Incluye 8 categorías, la primera comienza por la detección de sonidos ambientales, a continuación la respuesta al sonido de la palabra, discriminación de palabras, comprensión de frases cotidianas, comprensión de una conversación y la última categoría, uso de teléfono, todas ellas sin apoyo de la lectura labial.

Cuestionarios

Habitualmente padres y profesionales observan el comportamiento auditivo y verbal de un niño en el entorno familiar y se evalúa el rendimiento con test auditivos y verbales estandarizados, apreciándose una diferencia más o menos marcada entre ambos, sobre todo en niños de corta edad. A partir de esta situación se han ido desarrollando distintas herramientas que a través de la observación de padres, profesores y logopedas, evalúan el comportamiento auditivo y verbal del niño en situaciones cotidianas. Estas herramientas tales como los cuestionarios son imprescindibles para conocer la evolución del niño desde otra perspectiva.

Los cuestionarios se diseñan con el objetivo de reflejar las etapas más importantes del comportamiento auditivo preverbal y verbal del niño. Se ofrecen a padres, profesores, logopedas de forma periódica con el objetivo de evaluar la evolución auditiva y verbal del niño, generalmente < de 36 meses. En lengua española están disponibles: Little Ears (14), MAIS (Meaningful Auditory Integration Scale) (15), MUSS (Meaningful Utterance Speech Scale) (16), ELF (Early Listening Function) (17).

También se dispone de cuestionarios para niños en edad escolar: De este modo a través de preguntas los padres y profesores aprecian el progreso continuado de las habilidades auditivas de los niños, observándose una fuerte concordancia entre los resultados de padres y profesores (18).

En los adultos, los cuestionarios nos dan información sobre el estado de salud y calidad de vida con los ayudas técnicas auditivas en relación a la situación previa, para ello se usa el índice de utilidades de la salud HUI (Health Utilities Index) (19). Mediante los cuestionarios SSQ (Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale) (20) y APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit) (21) se mide la discapacidad

auditiva referida a diferentes entornos, que refleja la realidad auditiva en la vida cotidiana del sujeto. En las personas mayores se utiliza el inventario sobre discapacidad auditiva de las personas mayores HHIE (Hearing Handicap Inventory for the Elderly) (22), en el que se identifican las consecuencias y limitaciones que les está provocando la hipoacusia.

PAUTAS DE SEGUIMIENTO

Inicialmente desde la activación del implante o ajuste del audífono, se realiza un seguimiento personalizado en el que se regulan las distintas visitas para reprogramar el procesador del implante o configurar el ajuste de las prótesis. Según las características individuales de cada paciente, se complementa la explicación del manejo y adecuada colocación con los cuidados de mantenimiento para el correcto funcionamiento. Los pacientes deben ser informados sobre la posibilidad de no obtener beneficios aparentemente inmediatos justo en el momento de la activación e informarles de que puede existir la posibilidad de mejoría a medida que se progresa en el tiempo.

El periodo de seguimiento tras la colocación del dispositivo implantado o la audioprótesis correspondiente dependerá de las demandas y necesidades del paciente, aunque habitualmente se establecen revisiones a los 15 días al mes, a los 3 y 6 meses en el caso de las audioprótesis, implantes osteointegrados y de oído medio. En estos pacientes, después de esta revisión de los 6 meses, es recomendable realizar una reevaluación con el médico ORL para verificar que mantiene el tratamiento que se le indicó y que no existen cambios en sus valores audiométricos, ni alteraciones del diagnóstico.

En los usuarios de implantes cocleares e implantes auditivos de tronco cerebral, una vez programado el sistema durante varios días en diferentes sesiones, acuden al mes, a los 3 meses, 6 meses y 12 meses. En los niños continuarán cada 6 meses y en los adultos realizarán revisiones anuales.

En las revisiones de seguimiento y/o controles establecidos se debe incidir en el dispositivo técnico propiamente dicho y en la valoración de la eficacia del dispositivo/s a través de pruebas audiológicas objetivas y subjetivas.

En referencia al dispositivo técnico, se deben cumplir los siguientes objetivos:

- Verificar las condiciones del conducto auditivo y membrana timpánica.
- Comprobar que físicamente los dispositivos se ajustan correctamente a la anatomía del paciente.
- Supervisar el correcto funcionamiento del dispositivo.
- Realizar mantenimiento y cambios de piezas que puedan estar obstruidas y/o dificultar la transmisión del sonido.
- Verificar las horas de uso.
- Objetivar si es necesario cambios en los adaptadores o moldes anatómicos.

Referente a la eficacia del dispositivo, la utilización de medidas objetivas en las adaptaciones de audífonos permite realizar la comprobación de la ganancia y salida del audífono, calculada teóricamente en el oído del paciente mediante la introducción en el conducto de la sonda microfónica conectada a un analizador para ver en detalle la respuesta del audífono. La ventaja principal de estas medidas es la de tener en cuenta las diferencias individuales de cada paciente, como la resonancia natural del conducto, el volumen, flexibilidad y absorción de las paredes del conducto y las características electroacústicas del molde adaptador, optimizando al máximo la respuesta del audífono en este usuario determinado. En determinados dispositivos implantables, como los implantes cocleares y de tronco cerebral, también se disponen de medidas objetivas que se deben utilizar rutinariamente en el seguimiento con el objetivo de evaluar el correcto funcionamiento de los componentes internos y dar información sobre las respuestas del nervio auditivo o vía auditiva.

En referencia a las pruebas audiológicas subjetivas, estas ayudan a controlar la eficacia de los distintos dispositivos junto con las valoraciones realizadas a través de los cuestionarios. Con toda esta información del rendimiento auditivo y de la eficacia de los sistemas técnicos, el clínico revisa la programación del procesador del implante y/o ajusta el audífono, evalúa la condición de binauralidad siempre que sea posible y de este modo optimiza los dispositivos para que el usuario se beneficie al máximo de su dispositivo/s técnico/s.

BIBLIOGRAFÍA

1. Goode, R. L.; Rosenbaum, M. L.; Maniglia, A. J. The history and development of the implantable hearing aid. *Otolaryngol Clinics of North America* 1995; 28: 1-16.

2. International Standards Organization, Acoustics: Pure Tone Audiometric test methods (ISO/DIS 8253), 1984. Geneva, Switzerland.
3. Wilber, L. A. Pure tone audiometry: Air and bone conduction. In: WFRintelmann (ed.), *Hearing assessment*, Baltimore. University Park Press 1979; 29-49.
4. Wilber, L. A.; Kruger, B.; Killion, M. C. Reference threshold levels for the ER- 3A insert earphone. *Journal of the Acoustical Society of America* 1988; 83: 669-773.
5. Weber, P. C. Medical and surgical considerations for implantable hearing prosthetic devices. *Am J Audiol* 2002; 11 (2): 134-138.
6. American National Standards Institute. Specification of audiometers (ANSI S 3-6-1996).
7. McCormick, B. *Paediatric Audiology 0-5 years*. Whurr Publishers, London, 1993.
8. Blamey, P.; Dowell, R.; Brown, A.; Clark, G.; Seligman, P. Vowel and consonant recognition of cochlear implant patients using format-estimating speech processors. *Journal of the Acoustical Society of America*, 1987; 82: 48-57.
9. Huarte, A.; Molina, M.; Manrique, M.; Olleta, I. Protocolo para la valoración de la audición y el lenguaje, en lengua española, en un programa de implantes cocleares. *Acta Otorrinolaringológica Esp.* 1996; 47 Supl 1: 1-14.
10. Tyler, R. S.; Holstad, B. *A closed set speech perception test for hearing impaired children*. Iowa City: University of Iowa 1987.
11. Erber, N. P. Use of the auditory Numbers Test to evaluate speech perception abilities of hearing impaired children. *Journal of Speech and Hearing Disorders*, 1980; 45: 527-532.
12. Estabrooks, W. Auditory-Verbal Ages and Stages of Development (Levels I-VIII) in *Cochlear Implants for Kids*, AG Bell Washington D.C. USA. 1998.
13. Archbold, S.; Lutman, M.; Marshall, D. Categories of Auditory Performance. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1995; 104; suppl 166: 312-314.
14. Anderson, I.; Weichbold, V. D.; Haese, P.; Szuchnik, J.; Quevedo, M. S.; Martín, J.; Dieler, WS.; Phillips, L. Cochlear Implantation in children under the age of two – what do the outcomes show us? *International Journal of Pediatric ORL* 2004; 68 (4): 425-431.
15. Robbins, A. M.; Renshaw, J. J.; Berry, S. W. Evaluation meaningful auditory integration in profoundly hearing impaired children. *American Journal of Otology* 1991; 12 suppl: 1144-1150.
16. Robbins, A. M.; Osberger, M. J. *The meaningful use of speech scale*. Indianapolis, Indiana University School of Medicine 1992.
17. Anderson, K. L. *Early Listening Function (ELF)*. Traducido y adaptado por Maggio, M., 2002.
18. Sainz, M.; Skarzynski, H.; Allum, J. H. J.; Helms, J.; Rivas, A. Assessment of auditory skills in 140 cochlear implant children using the ERAS protocol. *ORL Journal of Oto-Rhino-Laryngology* 2003; 65: 91-96.
19. Furlong, W. J.; Feeny, D. H.; Torrance, G. W.; Barr, R. D. The Health Utilities Index (HUI®) System for Assessing Health-Related Quality of Life in Clinical Studies. *Annals of Medicine* 2001; 33 (5): 375-384.
20. Gatehouse, S.; Noble, W. "The Speech, Spatial and Qualities of Hearing Scale (SSQ)", *Int. J. Audiol* 2004; 43: 85-89.
21. Cox, R. M.; Alexander, G. C. The Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit (APHAB). *Ear and Hearing* 1995; 16: 176-186.
22. Ventry, I. M.; Weinstein, B. E. The Hearing Handicap Inventory for the Elderly: A new tool. *Ear Hear* 1982; 3: 128-134.

CAPÍTULO 18
ASPECTOS MÉDICO-LEGALES
EN AUDIOLOGÍA

18.1. EL INFORME MÉDICO

FRANCISCO JAVIER GARCÍA CALLEJO*, M^a PAZ MARTÍNEZ BENEYTO
Y ANTONIO MORANT VENTURA

INTRODUCCIÓN

El profesional de la Medicina basa su labor en una relación de mutua confianza entre colegas y entre estos y sus pacientes. El carácter informativo e imperecedero que dé esa relación queda escrito en documentos, supone la base de la emisión del informe médico-legal. Todo ello es asumible para cualquier especialidad, en particular cuando lo que se pretende es medir variables cuantitativas y hacer solemnes los veredictos derivados de sus modificaciones.

En Audiología la oferta que ello implica es altamente productiva, por lo que el facultativo especialista debe estar familiarizado con la cualificación de una hipoacusia conforme a la normativa legal vigente en nuestro país.

Todo esto se lleva a cabo en un marco legal que es consecuencia del tiempo que nos toca vivir. Con ocasión del acto médico que condiciona la relación entre facultativo y paciente, se produce toda una serie de consecuencias médico-legales objetivables, monitorizables y reproducibles. Ello es bueno para el facultativo, su paciente y los familiares de este, alcanzando finalmente a la sociedad en su totalidad.

De esta relación entre asistente y asistido se genera la Historia Clínica, documento en el que el médico anota los datos del enfermo con el único fin de recordarlos en las sucesivas visitas y prestarle así una asistencia optimizada. La Historia Clínica se transforma en el siglo XX y pasa de ser un simple acúmulo de redacciones evolutivas y registros gráficos a un archivo oficial de la salud del individuo. Este carácter se le imprime en virtud de su consideración como derecho del paciente, de tal forma que la no realización de la misma supone motivo de demanda judicial (1).

De igual forma son derechos reconocidos y protegidos el acto de otorgar consentimiento para la actuación médica, el informe de Alta, la documentación médica en torno al cadáver, y,

finalmente, la obtención de informes o certificados a partir de los datos contenidos en la Historia Clínica.

El pensamiento de Jean Coucteau “con la misma delicadeza que cerramos los ojos de los muertos deberíamos abrir los de los vivos” es aplicable al derecho de información en asistencia sanitaria. El paciente tiene derecho absoluto a la información de su devenir clínico, siempre con las cautelas inherentes a cada caso, pero la limitación que la enfermedad produce en la capacidad laboral de la persona, ya sea transitoria o definitiva, genera también en el día a día del médico abundante documentación imprescindible en la burocracia médico-laboral. Este pensamiento, lejos del concepto peyorativo que uno inicialmente puede atribuirle, debe ser superado hacia un territorio más amplio de adecuada praxis, que define y sentencia la característica clínica que su paciente le ha solicitado.

En Audiología un informe legal resulta a menudo definido y definitivo, y el especialista otorrinolaringólogo que lo emite debe ser consciente de la trascendencia de este documento.

Los documentos alcanzan la categoría de médico-legales porque son elaborados por un profesional de la Medicina, surgen de una relación médico-usuario y según la finalidad que se les dé pueden surtir efectos ante los tribunales administrativos o de justicia con consecuencias importantes para las partes interesadas (2).

Sin entrar a comentar el hecho de que los documentos médico-legales están muy ligados a la Medicina Legal y Forense, el ámbito en que pueden generarse estos resulta muy variado. Recogen el resultado de un acto médico, y con estos informes se busca que el primer beneficiado sea el paciente y/o sus familiares. Sin embargo, con frecuencia, a través de ellos se proporciona una información necesaria para que los tribunales conozcan la realidad médica de cada caso y emitan resoluciones o sentencias sobre la situación clínica de cada individuo.

* Francisco Javier García Callejo. Servicio de Otorrinolaringología. Hospital Clínico Universitario de Valencia, 1ª planta, pabellón A. Avenida Blasco Ibáñez, 17. 46010-Valencia. E-mail: jgarciaall@hotmail.com

DOCUMENTO E INFORME AUDIOLÓGICO

El informe audiológico, etiquetado como médico-legal, se elabora en el ejercicio médico diario de la Atención Especializada y Centros Hospitalarios, con finalidad y contenidos muy específicos.

En el otorrinolaringólogo se generan unos deberes legales y éticos entre los que figura un adecuado conocimiento de los derechos de los usuarios en materia de documentación clínica. Ello debe facilitar el cumplimiento de su obligación legal, y el paso a la exigencia ética de personalizar en cada caso para que la documentación que emita se corresponda con las circunstancias reales del paciente estudiado, al tiempo que sea, dentro de la verdad, la más favorable para ese paciente, que no es sinónimo de la más beneficiosa.

Todo acto médico entendido, según Gisbert Calabuig, como “cualquier actividad investigadora, diagnóstica, terapéutica y rehabilitadora de la salud y/o enfermedad de la persona”, se fija sobre una relación de confianza, que establece la obligación del médico a un comportamiento eficaz y resolutivo del bienestar del paciente (3).

Ello quedó bien regulado con importantes modificaciones con la aparición de la Ley 41/2002, de 14 de noviembre, BOE de 15 noviembre 2002, sobre Regulación de la Autonomía del Paciente y los Derechos y Obligaciones en Materia de Información y Documentación Clínica. La parte administrativa de esta Ley marca claramente en su artículo 2.6 que todo profesional que interviene en la actividad asistencial está obligado no solo a la correcta prestación de sus técnicas, sino al cumplimiento de los deberes de información y de documentación clínica. Esto queda centrado en la constatación escrita de la correspondiente actuación médica, circunstancia que se evidencia mediante la elaboración de un variado grupo de documentos.

Según Mariano Casado, un documento legal es todo escrito que ilustra sobre determinados hechos, y que para estar dotado de legitimidad, debe mostrar unas características claramente específicas (4), a saber:

- Ser un documento escrito.
- Poder atribuirse su autoría a una persona.

- Estar destinado a entrar en el tráfico jurídico.
- Resultar adecuado a la producción de efectos jurídicos, bien administrativos, registrales, ejecutivos o probatorios.

Los informes médicos audiológicos deben estar en condiciones de poder verificar estos cuatro apuntes.

El informe audiológico puede pertenecer en esencia a dos grupos conforme a la legislación vigente:

- Los públicos, definidos por el artículo 317.5 de la Ley de Enjuiciamiento Civil 1/2000, de 7 de enero, como los expedidos por funcionarios públicos legalmente facultados para dar fe en lo que se refiere al ejercicio de sus funciones. Deben ajustarse a las formas requeridas por la ley, y se caracterizan por su autenticidad, teniendo valor de prueba.
- Los privados, en contraposición, se encuentran en la esfera regida por el principio de autonomía de la voluntad. En ellos se puede plasmar cualquier información siempre que no se quebrante lo dispuesto por parte de la ley. Harán prueba plena cuando su autenticidad no sea impugnada por partes a la que perjudiquen, lo que significa que tendrán validez legal siempre que sean reconocidos por las personas que los firman.

Así pues, todo informe que aporta un registro audiométrico adquiere categoría de documento médico-público si la firma reconoce su autoría. Esta actuación escrita empleada por el médico en sus relaciones profesionales con las autoridades, los organismos, las instituciones o cualquier persona adquiere así legalidad ante las autoridades sanitarias, administrativas y judiciales.

El informe audiológico será considerado documento médico-legal en tanto en cuanto emita un juicio relativo a esta capacidad sensorial o sus limitaciones. Este juicio debe ser reafirmado mediante maniobras de exploración cuya objetividad resulte aceptable.

En la actualidad los informes audiológicos con consistencia legal pueden ser presentados con registros gráficos relativos a Audiometría Tonal Liminar, Potenciales Evocados Auditivos, Otoemisiones Acústicas o cualquier electrorespuesta cortical (5). Dado que estas maniobras diagnósticas deben cumplimentar no solo criterios de estandarización y reproducibilidad, sino también de fácil accesibilidad para una

reemisión del informe, la valoración más comúnmente empleada y admitida es la que ofrece un registro audiométrico. Su realización debe efectuarse en un centro acreditado para su realización y posterior emisión en informes (6).

Adicionalmente, el especialista otorrinolaringólogo debe estar familiarizado con la cuantificación de la pérdida auditiva y cualquiera de los síntomas otoaudiológicos asociados. Ello viene claramente regulado en el Real Decreto 1971/1999, de 23 de diciembre, de Procedimiento para el Reconocimiento, Declaración y Calificación del Grado de Minusvalía (BOE de 26 de enero y 13 de marzo de 2000), en su Anexo 1A, Capítulo 13.

De la lectura de este Real Decreto trascienden tres puntos fundamentales en la emisión del informe médico relativo a Audiología:

- La hipoacusia se expresa en porcentajes de pérdida auditiva en relación a la información que proporciona la Audiometría Tonal Liminar conforme a la determinación de los umbrales de audición por vía aérea. Otras determinaciones electrofisiológicas que valoran la funcionalidad de la vía auditiva no viene recogidas en la legislación vigente y no muestran parámetros de equivalencia entre sus resultados y un ratio de hipoacusia.
- En Audiología, solo la inestabilidad y/o alteración vestibular vienen idóneamente evaluados como cortejo clínico asociado o no a la hipoacusia y optimizada como causa generadora de informe médico con porcentaje de incapacidad.
- Otros signos o síntomas relativos a exposición y descripción del desorden audiológico, como tinitus o acufenos, otalgia, prurito, otorrea, otorragia, diploacusia, algiacusia o autofonía no son valorados como generadores de incapacidad en la emisión de documentos médico-legales.

Debe recordarse que la mayoría de solicitudes de informes médicos oficiales tienen como finalidad última la valoración de incapacidades y minusvalías. Desde esta intención, la calificación del grado de limitación constituye una actuación facultativa única por lo que se refiere a los equipos competentes para llevarla a cabo y a los baremos determinantes de la valoración. El Real Decreto de Procedimiento para Minusvalías antes presentado pretende desarrollar la normativa que regula su reconocimiento, declaración y calificación en el ámbito de los Servicios Sociales y de la Seguridad Social.

La situación de minusvalía se califica en grados según el alcance de las mismas, y el grado de minusvalía responde a criterios técnicos unificados, fijados mediante los baremos descritos en el Anexo I del Real Decreto, siendo objeto de valoración, tanto las discapacidades que presente el individuo, como en su caso los factores sociales complementarios relativos a su entorno familiar y situación laboral, educativa y cultural, que pudieran dificultar su integración social.

El grado de minusvalía siempre se expresará en porcentajes. La valoración de la discapacidad expresada en estos porcentajes se realiza mediante la aplicación de los baremos pertinentes y que se están presentes para todos los sistema y aparatos del cuerpo humano en el Anexo I del Real Decreto. A los efectos de garantizar la uniformidad en los criterios de aplicación de los baremos en todo el territorio del Estado se crea una Comisión, integrada por representantes del Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales y de los órganos correspondientes de las comunidades autónomas a quienes hubieran sido transferidas las funciones en materia de valoración de situaciones de minusvalía y calificación de su grado.

TIPOS DE DOCUMENTOS MÉDICO-LEGALES

Los informes audiológicos debidamente cumplimentados constituirán una adecuada y obligatoria estructura lectoescrita sobre la que emitirse cualquier documento médico-legal (4). Estos últimos no son siempre desarrollados con similares intenciones, ni su destinatario o fuente solicitante es la misma. Según ello pueden considerarse diferentes tipos.

PARTE

Dentro de los documentos médico-legales debe diferenciarse el parte, escrito breve que se hace llegar por correo con motivo de una notificación urgente. Básicamente lo redacta el médico encargado de una asistencia poniendo en conocimiento de alguna autoridad o del público un determinado hecho acontecido o en el que se ha tenido intervención. Los partes pueden denominarse de cuatro formas diferentes:

Si la autoridad es judicial se habla de Parte de Lesiones

La existencia del Parte de Lesiones como documento médico-legal viene marcada por la obligación de todo ciudadano de denunciar, según la Ley de Enjuiciamiento Criminal, y que en el caso de facultativos consistirá en poner en conocimiento del juez instructor su asistencia a un herido como consecuencia de un hecho criminal. Las lesiones serán accidentales, criminales o autoinfligidas, y en cualquier caso puede suponer el déficit auditivo como consecuencia última de la misma y, por tanto, ser esta referenciada mediante Audiometría Tonal Liminar.

El Parte de Lesiones cuenta con un preámbulo —a su vez integrado por el sello de la Institución, identificación del lesionado y hora de la asistencia—, el hecho lesivo —con la descripción de las lesiones, el mecanismo de producción, lugar donde ocurrió, tipo de asistencia efectuada y destino del lesionado—, datos varios como el lugar, fecha y firma del médico responsable, y finalmente Autoridad Judicial a la que se dirige el parte de lesiones.

El informe audiológico cobra especial interés como documento médico-legal en este tipo de partes cuando son emitidos en forma diferida, con constancia de registro audiométrico, en relación con agresiones sobre el sistema nervioso central o más específicamente otoaudiológicas (7).

Si la autoridad es sanitaria se dispone de Partes de Enfermedades de Declaración Obligatoria y de Partes de Notificación de Sospecha de Reacciones Adversas

Los documentos médico-legales integrantes de los partes sanitarios tienen muy limitada interacción con la Audiología Clínica, ya que hacen mención a la detección de enfermedades o reacciones adversas a menudo sistémicas o focales. Como es razonable, solo si el cuadro sindrómico de la entidad nosológica condiciona déficit auditivo o el cortejo de signos y síntomas de los secundarismos reportados implican al laberinto, será cuando el facultativo especialista en otorrinolaringología deba emitir un juicio de valor clínico en el parte, informando con el soporte gráfico que propicia la Audiometría Tonal Liminar.

Si la autoridad es administrativa se suele hablar de Partes Laborales

Los Partes Laborales suponen la respuesta de la protección que la sociedad proporciona contra privaciones económicas

o sociales que pudieran ocasionar la desaparición o una fuerte reducción de los ingresos por causa de enfermedad o accidente de trabajo. Son, por tanto, contingencias que pueden derivar de causas comunes o profesionales, y pueden llegar a suponer la incapacidad temporal del individuo afecto durante el tiempo que establece la ley, hasta 12 meses, prorrogables otros 6 más.

Cuando es la población el destinatario definitivo de la información, a menudo mediante los medios de comunicación convencionales, se habla de Partes de Información Pública

Estos Partes son documentos médico-legales por los cuales el destino de la comunicación no son las autoridades sino el público en general. Es su objetivo dar cuenta de la evolución de la lesión o enfermedad, en personajes ilustres o de especial relieve o impacto social. En ellos se exige prudencia al facilitar los datos, ya que es prioritario salvaguardar la intimidad del sujeto, o bien advertir previamente que la información facilitada lo es en función de la autorización del paciente del que se emite el informe.

ACTA

Las Actas son reseñas escritas en las que se recoge un hecho médico con el fin de obtener la prueba del mismo, siendo su base la verdad de lo recogido en dichos documentos. Las actas que tienen mayor interés médico, por su utilización y repercusiones, son las de Nacimiento, Declaración de Aborto, Exhumación, Traslado y Tanatopraxia.

Como resulta lógico, estas reseñas muestran mínimas o nulas implicaciones auditivas, y, por tanto, el facultativo especialista a menudo no es solicitado para su levantamiento o desarrollo.

CERTIFICADO

Todo lo contrario acontece al presentar el documento médico-legal conocido como Certificado. De entre los numerosos documentos que el médico expide, en unos se evidencia un carácter eminentemente asistencial mientras que en otros su finalidad está directamente relacionada con el ejercicio de un derecho del paciente y con el cumplimiento de una

obligación del facultativo. De la emisión de Certificados se deriva una serie de efectos jurídicos, lo que hace necesario tener conocimiento de la repercusión y configuración de los mismos.

Mediante su emisión se deja constancia por parte del médico de uno o más hechos, así como de las consecuencias sobre la salud del propio paciente. De esta forma se dispone de un testimonio cierto, veraz y preciso, comprobado en la práctica profesional.

Desde el punto de vista médico-legal, puede indicarse que los Certificados tienen un escaso valor de prueba ante los Tribunales, ya que estos en contadas ocasiones los solicitan, siendo más frecuentes las declaraciones y los informes probatorios. Los Certificados tienen una mayor relevancia desde el punto de vista administrativo o privado.

Estructuralmente, el Certificado consta de preámbulo, parte expositiva y fórmula final. El preámbulo recoge los datos identificativos del médico, titulación, colegiación y forma de ejercicio profesional. La parte expositiva es la más importante y en ella el médico expone de forma breve y clara las circunstancias que motivan el presente documento, conformando la base descriptiva o cuerpo que constituye y da realce al cuerpo del documento médico-legal. La fórmula final es variable con los certificados pero en definitiva y de forma común incluye el lugar, fecha —en letras— y firma.

Pueden considerarse varios tipos de Certificados médicos: el Ordinario, de Defunción, de Aptitud para la obtención o revisión de los permisos de conducción, y de Aptitud para la tenencia y uso de armas.

De ellos, son los últimos los que guardan implicaciones claras con informes audiológicos, adecuadamente redactados y acompañados de su registro audiométrico.

■ Los Certificados de Aptitud en licencias de conducción de vehículos son otros documentos médico-legales oficiales por los cuales el facultativo se relaciona con las autoridades responsables de tráfico dando a conocer las aptitudes físicas, psicofísicas o psicológicas de los conductores de vehículos, exigidas por la legislación, para la obtención o revisión de los permisos de conducción. La legislación básica reguladora de este tipo de certificados se resumen en el Reglamento General de Conductores

aprobado por el Real Decreto 772/1997 de 30 de mayo y el Real Decreto 2272/1985, de 4 de diciembre, por el que se determinan las aptitudes psicofísicas que deben poseer los conductores de vehículos y por el que se regulan los centros de reconocimiento destinados a verificarlas. Tales pruebas y exploraciones deberán ser efectuadas por los Centros de Reconocimiento de Conductores, acreditados por parte de la Dirección General de Tráfico, y conformados por sanitarios privados debidamente autorizados por las autoridades sanitarias correspondientes y reúnan los requisitos sobre elementos personales, materiales y facultativos. Básicamente deberían determinar la no existencia de enfermedades o deficiencias que pudieran suponer una limitación o incapacidad para conducir.

Para ello debe procederse a efectuar exploraciones de la capacidad visual y auditiva, el sistema locomotor y cardiovascular, trastornos hematológicos, el sistema renal y respiratorio, enfermedades metabólicas y endocrinas, sistema neuromuscular, trastornos mentales y de conducta, trastornos relacionados con sustancias, aptitud perceptivo-motora, y cualquier otra afección no mencionada anteriormente y que pueda suponer una incapacidad para conducir o comprometer la seguridad vial al conducir.

El resultado de estas exploraciones tiene una validez no superior a 90 días naturales y se debe hacer constar en un impreso-modelo oficial, determinado por la propia Dirección General de Tráfico, y debidamente firmado por el director del Centro de Reconocimiento. La dotación profesional de estos centros, según regula la OM de 13 de Mayo de 1986 y la OM de 22 de septiembre de 1982, deberá ser acorde para determinar la evaluación médico-psicológica de los conductores, debiendo contar por ley con equipos de facultativos en los que se integrará un médico internista o general y un especialista oftalmólogo, así como un psicólogo. Los centros deberán estar dotados del personal sanitario, administrativo y subalterno que resulte necesario, pudiendo contar de forma no obligatoria con otros especialistas y médicos ayudantes. Cada uno de ellos procederá a la exploración del conductor en su área específica, emitiéndose finalmente un informe de aptitud global, que debe ser reconocido por el director del Centro de Reconocimiento.

■ Los Certificados de Aptitud para la tenencia y uso de armas obedecen al hecho de que la necesidad de someterse a pruebas de aptitud psicofísica es una obligación

y a las oportunas exploraciones por parte de aquellos sujetos que pretendan obtener o renovar la licencia o autorización de tenencia y uso de armas, así como aquellas que deseen obtener la habilitación necesaria para prestar servicios de seguridad o como guardias particulares del campo en sus distintas modalidades.

La Legislación básica establece como datos más relevantes los extraídos por el Reglamento de Armas aprobado por Real Decreto 137/1993, de 29 de enero, en su artículo 98, que establece que no podrán tener ni usar armas ni ser titulares de licencias o autorizaciones correspondientes las personas cuyas condiciones físicas o psíquicas les impidan su utilización, y en especial para aquellas en las que la posesión o el uso de armas supone un peligro potencial propio o ajeno

Asimismo, el Real Decreto 2487/1998, de 20 de noviembre, que regula la acreditación de la aptitud psicofísica necesaria para tener y usar armas y para prestar servicios de seguridad privada. Su artículo 3 establece que estas pruebas de aptitud tendrán por objeto comprobar que no existe enfermedad o deficiencia alguna que pueda suponer incapacidad para tener o usar armas, o para prestar servicios de seguridad privada, asociada con la capacidad visual y auditiva, el sistema locomotor y cardiovascular, trastornos hematológicos, sistema renal, enfermedades ginecológicas, sistema respiratorio, endocrino y neurológico, infecciones, problemas dermatológicos, trastornos mentales y de conducta, dificultades perceptivo-motoras, de toma de decisiones y problemas de personalidad, y finalmente, cualquier otra afectación no mencionado previamente que pueda suponer incapacidad para tener o usar armas o para prestar servicios de seguridad privada.

El Real Decreto 2283/1985, de 4 de diciembre, por el que se regula la emisión de los informes de aptitud necesarios para la emisión de estas licencias. Únicamente se admitirán los informes de aptitud que se hayan evacuado por centros oficiales o por servicios de la Dirección General de Tráfico, regulando los centros de reconocimiento destinados a verificarlas.

Los centros de reconocimiento deberán concretar los resultados en un expediente clínico básico que deberá conservarse en el centro respectivo y estar firmado por los facultativos intervinientes, a la vista del cual el director del centro emitirá el informe de aptitud o no, según proceda, que deberá llevar adherida una fotografía reciente del interesado, y en el que se harán constar las

observaciones pertinentes, si se hubieran detectado enfermedades o deficiencias que lo requieran.

Este documento del centro de reconocimiento puede ser complementado por el reconocimiento de los servicios sanitarios de la correspondiente comunidad autónoma, si así lo estiman oportuno las Direcciones Generales de la Guardia Civil o Policía. Ello se gestionará en los supuestos que, con ocasión de la práctica de las pruebas de aptitud se adviertan en los aspirantes o en los titulares de las licencias o habilitaciones, síntomas de enfermedades o deficiencias físicas o psíquicas que así lo exijan.

ESTRUCTURA DEL INFORME AUDIOLÓGICO CON INTERÉS MÉDICO-LEGAL

Cualquier documento médico-legal debe estar genéricamente estructurado en cuatro apartados claramente diferenciados:

- Encabezamiento, con título del documento médico-legal, y membrete de la institución u organismo desde donde se emite el citado informe.
- Identificación del destinatario al que afecta la información descrita (persona, autoridad judicial, sanitaria, administrativa...).
- Cuerpo del documento médico-legal, que incluirá datos de identificación del sujeto interesado (diagnóstico, etiología, descripción del trastorno funcional, tratamiento, pronóstico).
- Lugar y fecha en que se formalizó el documento médico-legal, así como la firma del facultativo redactante.

Resulta obvio pues, que un documento médico-legal relativo a una valoración audiológica no es un simple registro de una Audiometría Tonal Liminar.

El formato específico aceptado como informe médico reconocido legalmente varía en cada comunidad autónoma en virtud de las transferencias en competencias en sanidad. De su formato en particular se encargan las correspondientes Consejerías de Bienestar Social, si bien se aceptan modificaciones de cada Dirección Territorial. Por ejemplo, la del Departamento de Salud a la que nuestro Centro Hospitalario

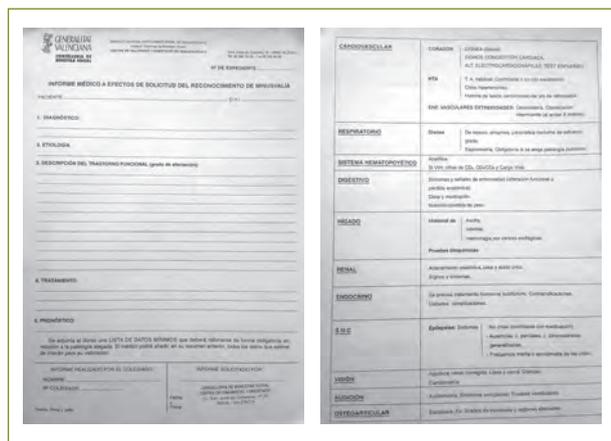


Figura 1
Formato de informe médico a efecto de solicitud de minusvalía física, psíquica o sensorial válido en nuestro Departamento de Salud (Anverso-1a y reverso-2a).

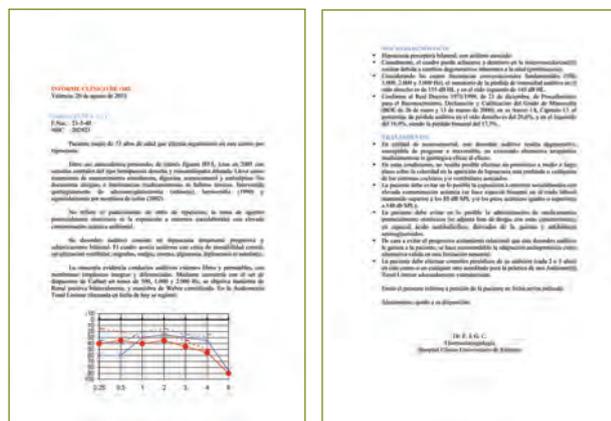


Figura 2
Modelo de informe médico de especialidad audiológica empleado en nuestro Departamento, adiccionable al modelo estandarizado que ofrece la Generalitat Valenciana.

y de Especialidades están adscritos, solicitan el formato de anverso en la figura 1 y reverso en la figura 2.

El dorso del citado documento muestra un listado de las pruebas relativas al desorden que interesa al sujeto afecto.

Para los pacientes con hipoacusia se exige la presentación de un registro audiométrico. En sujetos afectados de síndromes vestibulares no son obligatorios exámenes electrofisiológicos, si bien su presentación complementa la información clínica y son susceptibles de incrementar o rebajar el grado sugerido de discapacidad.

El formato sobre el que se emite el informe médico audiológico a menudo cuenta con una estructura de Parte, si bien la solicitud que el sujeto efectúa sobre su aptitud audiológica hace recomendable redactar un documento de refuerzo sobre el formato convencional, ya que resulta interesante unificar motivo de la asistencia, antecedentes de interés, tratamiento y pronóstico de la entidad nosológica implicada con el registro audiométrico efectuado lo más recientemente posible y valoración en porcentaje de discapacidad conforme a los criterios previamente descritos (8).

Este documento de refuerzo es solo una recomendación y no resulta obligatoria su emisión por parte del facultativo otorrinolaringólogo. En particular, el manejo informatizado de los pacientes, en la comunidad donde trabajan los autores de este capítulo, efectúa las evoluciones de los pacientes en programa informático —Abucassis— que dispone de un apartado para la emisión de informes médicos. Sin embargo, la carencia en la posibilidad de incluir un registro audiométrico lo hace poco práctico y a efectos legales y de puntuación objetiva carece de validez y fundamentos médico-legales.

Es por ello que se hace altamente recomendable desarrollar un escrito complementario al documento oficial que informe del motivo asistencial —evidentemente, desorden auditivo—, los antecedentes personales y familiares de interés, las características cronoevolutivas de la hipoacusia, las características de la exploración otológica, acumétrica y finalmente audiométrica, existiendo la posibilidad de incluir informes de los estudios de imagen si estos existen. Finalmente, un apartado específico debe efectuar un diagnóstico del trastorno funcional y una oferta terapéutica que incluya alternativas, recomendaciones y valoración pronóstica (9).

Este informe debe atenerse en su apartado de diagnóstico en el cuerpo del documento a una información objetiva relativa al porcentaje de hipoacusia que se detecta en el sujeto, siempre ateniéndose a las indicaciones al Real Decreto que regula las limitaciones por discapacidad y que ha sido anteriormente presentado.

En este sentido, el grado de hipoacusia ha admitido en las últimas décadas varias formas de expresión, desde las más cualitativas a formas claramente objetivas perfectamente ajustadas a las tablas de pérdida auditiva que publica la legislación vigente.

FORMAS DE EXPRESAR LA PÉRDIDA AUDITIVA EN UN INFORME

Un registro audiométrico actualmente está en condiciones de proporcionar información sobre el grado de déficit auditivo del sujeto explorado, de la severidad del mismo en cada uno de los dos oídos considerados, tanto por separado como de forma simultánea, de localizar topográficamente la región del oído afecto y consecuentemente de desarrollar estrategias diagnósticas, terapéuticas y pronósticas en función de los hallazgos apreciados. Todo estos, son datos fundamentales que deben ser incluidos en un informe médico audiológico solicitado por cualquier instancia a efectos eminentemente legales.

El grado de hipoacusia viene evidentemente condicionado por la evaluación de los umbrales por vía aérea que se registran en una Audiometría Tonal Liminar. Fuera de esta exploración, otras maniobras diagnósticas al efecto resultan claramente limitadas y pueden perfectamente ser rechazadas por los Tribunales Médicos encargados de emitir veredictos y resoluciones sobre la limitación auditiva que interesa al sujeto. La clasificación del audiograma resulta un aspecto básico en la descripción del desorden del status laberíntico. Deben manejarse siempre formas para distinguir pérdidas auditivas de forma sencilla y precisa, dado que el objetivo final es comunicar a terceros, a menudo profanos en la materia, un nivel de función social de la persona interesada fácilmente entendible.

Desde un punto de vista claramente cualitativo, el especialista emisor del informe médico solo está por ley obligado a proporcionar un registro audiométrico y no a efectuar su interpretación. En este sentido existen diferentes clasificaciones para la categorización de la intensidad de la hipoacusia detectada en un gráfico, de amplio uso en la redacción de la hoja evolutiva del paciente en su Historia Clínica.

En el método empleado por el Bureau International d'Audio-Phonologie (BIAP) prima el interés por el conocimiento de la

limitación en la percepción auditiva del mejor oído, utilizando un promedio obtenido de la media aritmética sobre los umbrales por vía aérea en las frecuencias 500, 1.000 y 2.000 Hz (10). De esta forma, cuando este valor no supera los 20 decibelios (dB HL) se habla de audición normal, y cuando existe incremento sobre la cifra de normoacusia se manejan conceptos estandarizados:

- Hipoacusia leve, con pérdida media entre 21 y 40 dB.
- Hipoacusia moderada, con pérdida media entre 41 y 70 dB.
- Hipoacusia severa, con pérdida media entre 71 y 90 dB.
- Hipoacusia profunda, con pérdida mayor de 90 dB. En este último punto se propone recalculer el promedio calculando la pérdida midiendo los umbrales de 250, 500, 1000 y 2000 Hz. Con ello se alcanzan a distinguir tres subcategorías:
 - Tipo I, con pérdidas entre 91 y 100 dB.
 - Tipo II, entre 101 y 110 dB.
 - Tipo III, superior a 110 dB.

Sin modificar la técnica de cálculo, el método de Kidney utiliza el promedio tonal en la zona del registro audiométrico correspondiente a 500, 1.000 y 2.000 Hz. Si en una de estas frecuencias no se consigue identificar umbral, se asume el valor de 120 dB HL. En caso de hipoacusias profundas se puede utilizar el promedio obtenido calculando umbrales desde 500 a 4.000 Hz.

El fundamento del método empleado por la America Speech and Hearing Association (ASHA) es la severidad de la hipoacusia, en tanto en cuanto los valores de pérdida o rango son representativos de los umbrales del sujeto, o bien la intensidad más baja a la que el sonido es percibido, realizando evaluaciones independientes para cada oído para las frecuencias de cada oído de forma similar al método BIAP, sobre 500, 1.000 y 2.000 Hz, pero con una terminología diferente (11). De esta forma se definen de forma igualmente cualitativa las hipoacusias en:

- Normal, con rango de pérdida auditiva desde -10 a 15 dB HL.
- Leve, con rango de 16 a 25 dB HL.
- Media, con rango de 26 a 40 dB HL.
- Moderada, con rango de 41 a 55 dB HL.
- Moderadamente severa, con rango de 56 a 70 dB HL.

- Severa, con rango de 71 a 90 dB HL.
- Profunda, con rango superior a 91 dB HL.

Este método cobró reconocido interés general a raíz de convertirse en la herramienta de trabajo con la que Stewarty Downs efectuaron los grados de discapacidad auditiva entre niños en 1984.

Sin embargo, ninguna técnica de cuantificación ostenta la aceptación absoluta. La eficacia en dar a conocer las características audiométricas en diferentes tipos de patologías no es exclusiva de ninguna. Los cálculos en formato de medias aritméticas son actualmente admitidos en el discurso coloquial de una información perteneciente a un entorno menos específico que el de los documentos médico-legales. Su utilidad actual se centra en evaluaciones clínicas de investigación, ya que la capacidad de los sistemas de registro de detectar variaciones en los umbrales medidos de hasta 1 dB HL permite trabajar cómodamente con paquetes estadísticos cuando se emiten resultados en forma de medias aritméticas y desviaciones estándar. Ello proporciona valores de referencia en grandes poblaciones con intervalos de confianza del 95 y 99% con gráficas de distribución normal.

Con todo, la hipoacusia está en condiciones y debe definirse en forma de porcentaje con un sistema que admita calibración, estandarización, reproducibilidad y por tanto capacidad de monitorización. Esta transformación siempre ha implicado un sesgo por cuanto introduce la apreciación subjetiva del investigador sobre un parámetro cuantificado en un dispositivo medidor —el audiómetro— con capacidad para emitir un resultado en forma de variable cuantitativa.

En manos de personal experimentado la obtención de una gráfica audiométrica fiable es sencilla y rápida. Los valores obtenidos en umbrales deben ser transferidos a ratios o proporciones. Ello introduce la consideración obligatoria de etiquetar un valor óptimo de audición, normoacusia o establecimiento de una situación del 0% de pérdida auditiva, y un segundo punto de hipoacusia absoluta o situación del 100% de pérdida. Habitualmente, como en los métodos descritos de BIAP y ASHA, se concede importancia exclusiva para efectuar razonamientos y resoluciones legales a las frecuencias conversacionales.

A través de los años se han utilizado una serie de métodos audiométricos tonales y vocales para determinar la lesión y

grado de impedimento o discapacidad en sujetos con hipoacusia, con carácter más cuantitativo. Entre los que merece la pena recordar figuran:

- La regla de Fletcher dl punto ocho (0,8%).
- El método Fowler-Sabin de 1947.
- El método de la Administración de Veteranos de 1976.
- El método de Cuantificación de impedimentos auditivos de Jerger y Jerger de 1979.

Con todo, quizá la tabla emitida por el Council of Physical Therapy de la American Medical Association (AMA) en 1942 ha sido durante años la más comúnmente aceptada. En ella se valoran las frecuencias de 500, 1.000, 2.000 y 4.000 Hz calculando los umbrales por vía aérea para cada una de ellas, pero aplicándoles un peso específico diferente. De esta forma, el umbral en 2.000 Hz supone el 40% del porcentaje de la pérdida, el obtenido en 1.000 Hz es el 30%, y los detectados en 500 y 4.000 Hz son el 15% cada uno. Este procedimiento entiende como valores severos de hipoacusia los 95 dB HL, a partir de los cuales, en cada una de las frecuencias no existe incremento en el porcentaje de pérdida auditiva en el oído derecho es del %, y en el izquierdo del %, siendo la pérdida binaural del % de déficit auditivo. La tabla 1 expone las equivalencias entre dB HL de pérdida auditiva y porcentaje de hipoacusia para cada una de las cuatro frecuencias implicadas de acuerdo con el planteamiento de la AMA.

Así, un registro de vía aérea en una Audiometría Tonal Liminar en la que se aplicara este criterio y que ofreciera, por ejemplo, los siguientes valores en las cuatro frecuencias: 35 dB HL en 500 Hz, 50 en 1.000 Hz, 60 en 2.000 Hz y 65 en 4.000 Hz, rentaría un porcentaje de hipoacusia resultante de la suma $3,7 + 15,7 + 28,0 + 12,5$, es decir 59,9%. Este procedimiento de cálculo de la hipoacusia introduce el concepto de pérdida binaural o global efectuando a su vez la suma de la pérdida del oído peor a 7 veces la del oído mejor, y todo ello dividido por 8.

Finalmente, la mayoría de las legislaciones internacionales que trabajan en incapacidades laborales, como la española, utilizan la tabla 2 del Comité para la Conservación de la Audición de la Academia Americana de Otorrinolaringología (AAOO) de 1959. En ella se trabaja sobre el sumatorio de los umbrales auditivos recogidos por vía aérea para las frecuencias de 500, 1.000, 2.000 y 3.000 Hz. A la

Tabla 1

Equivalencias entre pérdida auditiva monoaural y porcentajes de pérdida auditiva según el Council of Physical Therapy of the American Medical Association

| Pérdida (dB HL) | 500 Hz | 1.000 Hz | 2.000 Hz | 4.000 Hz |
|-----------------|--------|----------|----------|----------|
| 10 | 0,2 | 0,3 | 0,4 | 0,1 |
| 15 | 0,5 | 0,9 | 1,3 | 0,3 |
| 20 | 1,1 | 2,1 | 2,9 | 0,9 |
| 25 | 1,8 | 3,6 | 4,9 | 1,7 |
| 30 | 2,6 | 5,4 | 7,3 | 2,7 |
| 35 | 3,7 | 7,7 | 9,8 | 3,8 |
| 40 | 4,9 | 10,2 | 12,9 | 5,0 |
| 45 | 6,3 | 13,0 | 17,3 | 6,4 |
| 50 | 7,9 | 15,7 | 22,4 | 8,0 |
| 55 | 9,6 | 19,0 | 25,7 | 9,7 |
| 60 | 11,3 | 21,5 | 28,0 | 11,2 |
| 65 | 12,8 | 23,5 | 30,2 | 12,5 |
| 70 | 13,8 | 25,5 | 32,2 | 13,5 |
| 75 | 14,6 | 27,2 | 34,0 | 14,2 |
| 80 | 14,8 | 28,8 | 35,8 | 14,6 |
| 85 | 14,9 | 29,8 | 37,5 | 14,8 |
| 90 | 15,0 | 29,9 | 39,2 | 14,9 |
| 95 | 15,0 | 30,0 | 40,0 | 15,0 |

Tabla 2

Equivalencias entre pérdida auditiva monoaural (suma de los umbrales vía aérea en las cuatro frecuencias conversacionales, en dB HL) y porcentajes de pérdida auditiva (en %), según el Comité para la Conservación de la Audición de la Academia Americana de Oftalmología y Otorrinolaringología

| | | | | | | |
|----------|----------|----------|----------|----------|----------|----------|
| 100-0,0 | 140-15,0 | 180-30,0 | 220-45,0 | 260-60,0 | 300-75,0 | 340-90,0 |
| 105-1,9 | 145-16,9 | 185-31,9 | 225-46,9 | 265-61,9 | 305-76,9 | 345-90,9 |
| 110-3,9 | 150-18,8 | 190-33,8 | 230-48,9 | 270-63,8 | 310-78,8 | 350-93,8 |
| 115-5,6 | 155-20,6 | 195-35,6 | 235-50,5 | 275-65,6 | 315-80,6 | 355-95,6 |
| 120-7,5 | 160-22,5 | 200-37,5 | 240-52,5 | 280-67,5 | 320-82,5 | 360-97,5 |
| 125-9,4 | 165-24,4 | 205-39,4 | 245-54,4 | 285-69,3 | 325-84,4 | 365-99,4 |
| 130-11,2 | 170-26,2 | 210-41,2 | 250-56,2 | 290-71,2 | 330-86,2 | 370-100 |
| 135-13,1 | 175-28,1 | 215-43,1 | 255-58,1 | 295-73,1 | 335-88,1 | |

cifra obtenida de este sumatorio se le atribuye directamente un porcentaje de hipoacusia. El Comité entiende que un registro de 25 dB HL o inferior en cualquier frecuencia supone una pérdida auditiva del 0%, de tal forma que un registro audiométrico donde las cuatro frecuencias seleccionadas

muestren estos umbrales o su suma no sea superior a 100 dB HL condiciona igualmente una pérdida auditiva monoaural del 0%, aun cuando el paciente muestre caídas significativas en la gráfica en frecuencias más agudas. Desde este valor, y en progresivo crecimiento aritmético, la tabla de

equivalencias atribuye un 100% de pérdida monoaural a sumatorios de 370 dB HL y superiores (12).

El porcentaje de hipoacusia binaural se obtiene aplicando este método en nuestra Legislación, conforme al Real Decreto 1971/1999, de 23 de diciembre, de Procedimiento para el Reconocimiento, Declaración y Calificación del Grado de Minusvalía (BOE de 26 de enero y 13 de marzo de 2000), en su Anexo 1A, Capítulo 13, efectuando la suma de la pérdida auditiva del oído peor más 5 veces la del oído mejor, todo ello dividido entre 6. Ello también viene reflejado en el BOE referido en forma de tabla de equivalencias.

Realizando una sencilla correlación entre los valores del sumatorio de los umbrales de las cuatro frecuencias y los porcentajes de pérdida atribuidos en la tabla de equivalencias que acepta el Real Decreto al efecto se obtiene una ecuación de recta de regresión lineal con coeficiente de linealidad R^2 de valor 1, tal que:

$$y = 0,3745 x - 37,395$$

Donde y representaba el porcentaje de hipoacusia, y x el sumatorio de dB HL de los niveles de audición en las frecuencias de 500, 1.000, 2.000 y 3.000 Hz.

Aplicando los requisitos de binauralidad, la fórmula requerida al respecto para un cálculo rápido de la hipoacusia por ambos oídos medida en forma de porcentaje se obtendría como sigue:

$$\text{Pérdida binaural (PB)} = 5 (\text{Pérdida en el mejor oído}) + (\text{Pérdida en el peor oído}) / 6$$

Conocida la pérdida monoaural mediante la ecuación de la recta de regresión lineal anteriormente calculada, la pérdida binaural puede expresarse como:

$$PB = 5[0,3745.(\Sigma MO) - 35,395] + [0,3745.(\Sigma PO) - 37,395] / 6$$

Cuyo desarrollo resultante es:

$$PB = [1,8725.(\Sigma MO) - 186,975] + [0,3745.(\Sigma PO) - 37,395] / 6$$

De aquí:

$$PB = 1,8725.(\Sigma MO) + 0,3745.(\Sigma PO) - 224,37 / 6$$

Y finalmente:

$$PB = 0,3121.(\Sigma MO) + 0,0624.(\Sigma PO) - 37,395$$

Donde PB es el porcentaje de pérdida binaural, ΣMO el sumatorio de los decibelios perdidos en 500, 1.000, 2.000 y 3.000 Hz en el mejor oído, y ΣPO el mismo sumatorio en el peor oído.

Esta ecuación última y la primera obtenida de la correlación lineal, diseñadas en 2005, son de sencilla obtención siguiendo las pautas establecidas por el Real Decreto regulador de minusvalías y ofrecen al otorrinolaringólogo una información rápida y objetiva sobre el porcentaje de pérdida auditiva, tanto de un oído como de ambos a la vez (13).

INFORME MÉDICO-AUDIOLÓGICO DEFINITIVO

Evidentemente no puede establecerse una pauta fija entre todos los profesionales de la especialidad sobre las características del documento emitido. Por este motivo se proporcionan formatos modelo. Ni mucho menos es la intención de este capítulo efectuar críticas modificatorias al respecto, pero la inclusión del audiograma o de las pruebas vestibulares relacionadas con el desorden laberíntico del paciente y su interpretación por parte del facultativo emisor con seguridad aceleraría todos los trámites de Resolución por parte de Tribunales médicos y jurídicos.

Es por ello que, sobre el documento previamente ilustrado en la figura 1, no sería temerario incluir el soporte material audiométrico o los resultados en porcentaje presentados anteriormente, según relata El Real Decreto al respecto. Una forma aceptable de emisión del informe, la utilizada por nuestro grupo de trabajo, incluye:

- Datos de filiación del paciente.
- Antecedentes de interés.
- Características cronobiológicas del trastorno laberíntico.
- Descripción de las exploraciones efectuadas.
- Inclusión de la gráfica audiométrica.
- Emisión de juicio diagnóstico, incluyendo potencial etiología y porcentaje de hipoacusia y/o discapacidad asociada a ella o a desorden vestibular.
- Recomendaciones terapéuticas al respecto.

En estas condiciones, un informe médico eficaz y competente resultaría el que se puede visualizar en la figura 2, el más comúnmente trabajado en nuestro Departamento de Salud.

BIBLIOGRAFÍA

1. Pastor Bravo, M.; Rodes Lloreta, F. Aspectos médico-legales del ejercicio de la Medicina Legal (I). Documentos médico-legales: parte de lesiones, historia clínica. *Semergen* 2005; 3: 125-131.
2. Brea Feijoo, J. M. Informes y certificados médicos. *Cad Aten Primaria* 2013; 19: 111-2.
3. Gisbert Calabuig, J. A. *Medicina Legal y Toxicología*. 6ª Edición. Barcelona: Masson; 2004: p. 22-27.
4. Casado Blanco, M. Manual de documentos médico-legales [on line]. Disponible en: http://www.actasanitaria.com/filesset/doc_45494_FICHERO_NOTICIA_28621.pdf
5. Boniver, R. Cortical electric response audiometry (slow vertex responses) in forensic audiology). *Acta Otorhinolaryngol Belg* 1994; 48: 357-361.
6. Cooper, J.; Lightfoot, G. A modified pure tone audiometry technique for medico-legal assessment. *Br J Audiol* 2000; 34: 37-46.
7. Rodríguez Martínez, B.; Coello Carrero, J. A. Evaluación médica de lesionado. Informe médico-legal pericial. Informe escrito y oral. *Rehabilitación* 2008; 42: 331-336.
8. Sánchez Galán, L.; Rodríguez Ortiz de Sala, B. Revisión médico-legal y estado actual de la evaluación médica de la hipoacusia profesional en el sistema español de la Seguridad Social. *Med Segur Trab* 2005; 198: 7-20.
9. Chuang, W. P. Forensic audiology. *J Laryngol Otol Suppl* 1986; 11: 1-57.
10. Olmo, J. C. Los grados de la audición [on line] según el Bureau International d'Audiophonologie. Disponible en: <http://www.biap.org>
11. Clarck, J. G. Uses and abuses of hearing loss classification. *Asha* 1981; 23: 493-500.
12. Abelló, P.; Traserra, J. *Otorrinolaringología*. Barcelona: Doyma; 1992, 82-87.
13. García Callejo, F. J.; Orts Alborch, M. H.; Peña Santamaría, J.; Morant Ventura, A. Medida de la pérdida auditiva. Una ecuación para su cálculo rápido. *Acta Otorrinolaringol Esp* 2005; 55: 179-180.

18.2. NORMATIVA SOBRE RUIDO

FRANCISCO JAVIER CERVERA-PAZ*

INTRODUCCIÓN

Suele citarse el *Regimen Sanitatis Salernitanum* (siglo XII), o Regla Sanitaria Salernitana, como uno de los primeros textos en los que se encuentran descritos los efectos nocivos del ruido (1). Estos textos son una recopilación medieval del saber médico hipocrático y de la medicina árabe, que recogen recomendaciones para mantener un buen estado de salud y bienestar, y en una segunda parte el cómo restablecer el desequilibrio de los humores (2). Sin embargo, entre estos aforismos o reglas de salud no aparece referencia alguna al efecto nocivo del ruido. Los efectos del ruido excesivo sobre la salud general y la auditiva son ampliamente conocidos desde la antigüedad, pero este aspecto no será objeto detallado de análisis en este trabajo.

Nos centraremos en la atención a nivel legislativo tanto a nivel medioambiental como laboral sobre el ruido excesivo, pues —en la actualidad— se considera al ruido como uno de los principales contaminantes del medio ambiente, y como el agente causal primordial de las pérdidas de audición prevenibles, sea en el contexto laboral o en el recreativo. Merced a los trabajos de campo y experimentales, se disponen de amplios conocimientos sobre el ruido como contaminante ambiental y sobre todo como contaminante laboral. Esto ha motivado que, a lo largo de los últimos 50 años, hayan dimanado valiosas recomendaciones y normativas de distintos entidades científicas y organismos legislativos. “El ruido insalubre y dañino es fuente de molestias y enfermedades. Y muchas veces es fuente de injusticia porque quien lo produce no tiene ningún derecho a producirlo ni a beneficiarse a costa del padecimiento de los demás” (3). Así de contundente se muestra el Defensor del Pueblo de España en su magnífico documento sobre la contaminación acústica.

Tanto las alteraciones no auditivas como el daño inducido por el ruido en el oído interno, transitorio o permanente son determinados por una serie de características, como son la frecuencia e intensidad del ruido, la propia naturaleza del

ruido (continuo, de impacto, etc.), el tiempo de exposición o la presencia de cofactores causales propios de los individuos expuestos. Las características más importantes, no obstante, son la intensidad (cualquier sonido superior a 90 dB puede ser lesivo para el hombre) y el tiempo de exposición (el efecto adverso del ruido es proporcional a la duración de la exposición). Será precisamente del control de estos factores de los que se ocupe primordialmente la normativa antiruido.

En la actualidad, las actividades o las infraestructuras ruidosas que necesitan superar un procedimiento reglado de evaluación de impacto ambiental exigen normalmente la actuación de las comunidades autónomas o de la Administración General del Estado. Sin embargo, cuando las actividades quedan clasificadas estrictamente como ruidosas (molestas, insalubres) son ya típicamente una cuestión municipal. Esto manifiesta lo que sucede en nuestro ámbito, en que las normativas antiruido tienen una estructura piramidal, reflejo de las actividades humanas generadoras de ruido. En la base normativa, encontramos las *ordenanzas municipales*; más arriba, las *normas regionales o territoriales*; seguidamente las *normas estatales* (reglamentos, decretos, leyes); y en la cúspide las *normas supranacionales* (directivas de la Unión Europea). Las disposiciones, de ámbito, rango y aplicación muy diversas, afectan a los variados campos de la actividad humana, desde actuaciones genéricas en grandes infraestructuras y planes urbanísticos hasta las disposiciones concretas sobre los niveles de ruido de los locales comerciales. Se deduce del informe del Defensor del Pueblo que es por esta estructura piramidal de las actividades y normativa, por lo que la mayor parte de las reclamaciones ciudadanas son debidas al excesivo ruido de comercios (bares, restaurantes, etc.), y las administraciones más compelidas son las municipales. En un segundo término, son las grandes infraestructuras viarias o aeroportuarias las que generan más quejas, y es la Administración General del Estado la que se hace objeto de reclamación.

A lo largo de la historia se han realizado muy diversas actuaciones frente al ruido en terrenos variados, siendo las

* Francisco Javier Cervera Paz. Departamento de Otorrinolaringología, Clínica Universidad de Navarra. Avda. Pío XII nº 36. 31008 Pamplona. Teléfono de contacto: +34.948255400. E-mail: jcervera@unav.es

autoridades municipales las pioneras en la elaboración de normativas. La municipalidad ha sido la principal protagonista frente al problema del ruido, ejerciendo sus competencias fundamentalmente para favorecer el descanso de los vecinos. Suele citarse al clásico griego Ateneo como el primero en recoger la más antigua normativa contra el ruido de la historia. Este escritor relata, en tono un tanto irónico (4), la prohibición que existía en Sibaris, en la Calabria italiana del siglo VI a.C., para que ejercieran su oficio dentro de la ciudad los herreros e incluso se prohibiera la crianza de gallos (5). Algunos siglos después, se dicta la primera norma para la regulación del tráfico, la *Lex Iulia Municipalis*, que reglamentaba el tránsito de los carros en la ciudad de Roma con el fin de limitar el ruido nocturno (6). La historia está jalonada de curiosidades, como las ordenanzas medievales que prohibían a los londinenses azotar a sus esposas por las noches para evitar el estrépito que despertara a los vecinos (7). Más adelante, en muy diversos escritos de la Edad Media se recogen quejas sobre las actividades ruidosas de las ciudades, y también aparecen las primeras acciones legales de la historia contra una actividad ruidosa; así, a fines del siglo XIV algunos herreros londinenses fueron obligados por las autoridades a reubicarse en las afueras de la ciudad ante las quejas insistentes de los vecinos (8). Dada la inabarcable diversidad de disposiciones locales o regionales en la regulación de los niveles de ruido, en lo variado de los ámbitos de las actividades humanas, no vamos a tocar este aspecto en el capítulo.

LEGISLACIÓN LABORAL

La sordera ligada a determinadas profesiones se reconoce desde la antigüedad, siendo anecdóticas la implementación de medidas de protección para los trabajadores. Como recoge la reciente traducción comentada de *De morbis artificum diatriba* de Bernardo Ramazzini (9) a fin de remediar en la medida de lo posible el trauma sónico laboral de los artesanos del metal, este autor en 1713 propone el uso de tapones de algodón para los oídos: “podrían obturarse los oídos con algodón para que las partes internas resulten menos sacudidas por el estrépito, y untarlos con aceite de almendras dulces cuando ya estén quebrantados y conmocionados por tal estrépito continuo”. No obstante, los efectos del ruido en el ámbito laboral, conocidos desde la antigüedad en el contexto del trabajo artesanal, se acrecentaron a partir de la mecanización

que sucede en la revolución industrial. A pesar de la clara relación entre la sordera y el trabajo desempeñado, durante la revolución industrial no se realizó esfuerzo alguno o medida correctora de esta enfermedad.

Hacia fines del siglo XIX comienza en los Estados Unidos un movimiento ciudadano de información y contestación contra la contaminación sonora inducida por el estrépito del tráfico y el industrial. Progresivamente, tanto en el ámbito científico como en el político, cala la importancia del control del ruido como contaminante, y se comienza a considerar como un auténtico ataque a los derechos de las personas. Se empieza a tomar en serio que el ruido industrial disminuye la capacidad de atención y concentración en el trabajo, reducen la productividad, incrementa los accidentes laborales y causa una sordera a los trabajadores expuestos prolongadamente, principios que al día de hoy son mantenidos oficialmente por la administración federal norteamericana, “Occupational Safety and Health Administration” (OSHA) (10).

Los efectos de los conflictos bélicos mundiales y el trabajo industrial consiguiente causaron efectos devastadores sobre la audición de millones de combatientes y civiles, lo cual sensibilizó a la población y forzó a tomar medidas correctivas. En 1948 suceden dos hechos relevantes: la reglamentación de la Fuerza Aérea Norteamericana sobre la exposición a ruidos (11), y el reconocimiento del Tribunal Supremo Norteamericano del derecho a percibir medidas compensadoras por la sordera a los trabajadores de una empresa. En la década de los 50 se reconoció la sordera profesional como motivo de compensación en determinados supuestos de la administración militar y ámbitos laborales, pero no fue hasta 1973 en que la OSHA estableció los límites y normas federales de exposición a ruido, lo cual ha permitido la prevención de la sordera profesional a millones de trabajadores (12).

En España, el ruido es el contaminante ambiental más frecuente en el conjunto de todos los sectores de actividad, según recoge la VI encuesta de Condiciones de Trabajo realizada por el Instituto Nacional de Seguridad e Higiene en el Trabajo del Ministerio de Trabajo. Los trabajadores expuestos a un nivel de ruido elevado o muy elevado son el 10,6% del total, pero representan el 24,8% en Industria y el 21,9% en Construcción. La diferencia por sexo también resulta destacable, ya que los hombres están expuestos a estos niveles de ruido en un 14,2% y las mujeres en un 5,4%, diferencia principalmente causada por las diferencias en los

puestos de trabajo. De los trabajadores que se consideran expuestos a un nivel de ruido muy elevado (2,1% del total) refieren que es obligatoria la utilización de protectores auditivos en su puesto el 32,2%; por su parte, de los trabajadores que se consideran expuestos a un nivel de ruido elevado (8,4% del total) manifiestan dicha obligatoriedad el 20,7%. Hay numerosas publicaciones que demuestran que los trabajadores expuestos a ruidos excesivos tienen mayor accidentalidad que los que no están expuestos (13), por lo que es importante conocer que determinadas actividades con exposición al ruido excesivo son literalmente de más riesgo (tabla 1) (14).

Según la agencia Eurostat, de entre las enfermedades profesionales reconocidas con mayor frecuencia en el conjunto de la Unión Europea la sordera (32%) es la más común de todas, si bien está en torno al 4% de las reconocidas en España (2008), que resulta ser el cuarto país europeo con un menor índice de reconocimiento de enfermedades profesionales. En España se reconoce desde 1978 la hipoacusia o sordera profesional, ya que en el Real decreto 1995/1978,

de 12 de mayo, se aprueba el cuadro de enfermedades profesionales en el sistema de la Seguridad Social. En este decreto se define una enfermedad profesional como la que produce una lesión de carácter definitivo susceptible de una indemnización económica. La sordera profesional también puede ser calificada como productora de una incapacidad permanente en grado parcial, también con carácter indemnizable, según recogerá la Ley General de la Seguridad Social y sus posteriores modificaciones mediante Reales Decretos, si incapacitara para la realización de al menos el 33% de las tareas principales de su profesión habitual, y/o supone un riesgo añadido en sus funciones (como por ejemplo: no poder comunicarse o entender avisos, no oír alarmas, etc.), y siempre dependiendo del grado de lesión. Para estas situaciones de incapacidad parcial, algunos convenios laborales contemplan la posibilidad de cambio de puesto de trabajo, a fin de proteger al trabajador y evitar la exposición al ruido que le ha lesionado (15).

La Ley 31/1995, de 8 de noviembre, de Prevención de Riesgos Laborales determina el cuerpo básico de garantías

Tabla 1

Principales actividades especialmente capaces de producir hipoacusia por ruido

Trabajos de calderería.

Trabajos de estampado, embutido, remachado y martillado de metales.

Trabajos en telares de lanzadera batiente.

Trabajos de control y puesta a punto de motores de aviación, reactores o de pistón.

Trabajos con martillos y perforadores neumáticos en minas, túneles y galerías subterráneas.

Trabajos en salas de máquinas de navíos.

Tráfico aéreo (personal de tierra, mecánicos y personal de navegación, de aviones a reacción, etc.).

Talado y corte de árboles con sierras portátiles.

Salas de recreación (discotecas).

Trabajos de obras públicas (rutas, construcciones, etc.) efectuados con máquinas como las *bulldozers*, excavadoras, palas mecánicas, etc.

Motores diésel, en particular en las dragas y los vehículos de transportes de ruta, ferroviarios y marítimos.

Recolección de basura doméstica.

Instalación y pruebas de equipos de amplificación de sonido.

Empleo de vibradores en la construcción.

Trabajo en imprenta rotativa en la industria gráfica.

Molienda de caucho, plástico y la inyección de esos materiales para moldeo. Manejo de maquinaria de transformación de madera, sierras circulares, de cinta, cepilladoras, tupies, fresas.

Molienda de piedras y minerales.

Expolio y destrucción de municiones y explosivos.

y responsabilidades preciso para establecer un adecuado nivel de protección de la salud de los trabajadores frente a los riesgos derivados de las condiciones de trabajo, en el marco de una política coherente, coordinada y eficaz.

Fruto del esfuerzo legislativo, el Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud informó favorablemente el “Protocolo de vigilancia sanitaria específica para los/as trabajadores/as expuestos a Ruido”, en el año 2000 (16). Este documento es básico para alcanzar los objetivos de prevención de la enfermedad y promoción de la salud de los trabajadores, proporcionando a los profesionales implicados en la prevención de riesgos laborales, especialmente a los sanitarios, una guía de actuación para la vigilancia sanitaria específica.

No obstante, será el Real Decreto 286/2006, de 10 de marzo, sobre la protección de la salud y la seguridad de los trabajadores contra los riesgos relacionados con la exposición al ruido el que transponga al ordenamiento jurídico español la normativa europea recogida en la Directiva 2003/10/CE sobre las disposiciones mínimas de seguridad y de salud relativas a la exposición de los trabajadores a los riesgos derivados de los agentes físicos (ruido). El articulado y las disposiciones legislativas del Real Decreto 286/2006 (17) van encaminados a:

- La protección de los trabajadores contra los riesgos para su seguridad y su salud derivados o que puedan derivarse de la exposición al ruido, en particular los riesgos para la audición.
- La regulación de las disposiciones encaminadas a evitar o a reducir la exposición, de manera que los riesgos derivados de la exposición al ruido se eliminen en su origen o se reduzcan al nivel más bajo posible, incluyendo la obligación empresarial de establecer y ejecutar un programa de medidas técnicas y/o organizativas, la valoración de los límites de exposición y a su limitación destinadas a reducir la exposición al ruido, cuando se sobrepasen los valores superiores de exposición que dan lugar a una acción.
- La determinación de los valores límite de exposición y los valores de exposición que dan lugar a una acción, especificando las circunstancias y condiciones en que podrá utilizarse el nivel de exposición semanal en lugar del nivel de exposición diaria para evaluar los niveles de ruido a los que los trabajadores están expuestos.

- La previsión de diversas especificaciones relativas a la evaluación de riesgos, estableciendo, en primer lugar la obligación de que el empresario efectúe una evaluación basada en la medición de los niveles de ruido, e incluyendo una relación de aquellos aspectos a los que el empresario deberá prestar especial atención al evaluar los riesgos.

También incluye disposiciones específicas relativas a la utilización de equipos de protección individual por parte de los trabajadores; y especifica que los trabajadores no deberán estar expuestos en ningún caso a valores superiores al valor límite de exposición. Adicionalmente, recoge dos de los derechos básicos en materia preventiva, como son la necesidad de formación y de información de los trabajadores, así como la forma de ejercer los trabajadores su derecho a ser consultados y a participar en los aspectos relacionados con la prevención; se establecen disposiciones relativas a la vigilancia de la salud de los trabajadores en relación con los riesgos por exposición a ruido.

LEGISLACIÓN GENERAL MEDIOAMBIENTAL

Sin contraposición con la normativa municipal ni con la legislación laboral, nuestro país ha asumido compromisos medioambientales en diversas instancias supranacionales, tales como Carta de la Tierra y la Agenda 21, y suele seguir las recomendaciones de instituciones como la Organización Mundial de la Salud. No obstante estas disposiciones no tienen efecto jurídico-legislativo, como, por ejemplo, sí que tiene la pertenencia a entidades supranacionales como la Unión Europea. Como Estado miembro, España se ve obligada por la Directiva 2002/49/CE del Parlamento Europeo y del Consejo, de 25 de junio de 2002, sobre la evaluación y gestión del ruido ambiental (18). Las medidas recogidas en la Directiva se encaminan a establecer un enfoque común destinado a evitar, prevenir o reducir con carácter prioritario los efectos nocivos, incluyendo las molestias, del ruido, proporcionando un marco legislativo supranacional. La Directiva entiende por ruido al sonido ambiental, al ruido como contaminante, en particular al emitido por vehículos e infraestructuras de ferrocarril y carretera, aeronaves, equipamiento industrial y de uso al aire libre y máquinas móviles. No tiene un ámbito de aplicación personal, doméstica, vecinal ni laboral.

Esta Directiva tiene como objetivo el establecimiento de métodos comunes de evaluación del ruido ambiental y una definición de los valores límite, en función de indicadores armonizados para calcular los niveles de ruido. Se determina la necesidad de que los Estados de la Unión realicen un cartografiado estratégico de determinadas áreas de ruido, así como la elaboración de planes de acción que permitan la reducción de las emisiones. También dispone que la información se haga accesible mediante la elaboración de informes específicos, que deberán ponerse al alcance de la población, y otros de carácter más técnicos que se presentarán en las Comisiones parlamentarias correspondientes.

Como consecuencia de la Directiva, España tiene la necesidad de adaptar y trasponer al ordenamiento jurídico español las disposiciones y recomendaciones dimanadas de la Unión. Por ello se acaba aprobando y dictando la Ley 37/2003, de 17 de noviembre, del Ruido (19). Como recoge en la Exposición de motivos, hasta la promulgación de esta Ley, “el ruido carecía hasta esta ley de una norma general reguladora de ámbito estatal, y su tratamiento normativo se desdoblaba, a grandes rasgos, entre las previsiones de la normativa civil en cuanto a relaciones de vecindad y causación de perjuicios, la normativa sobre limitación del ruido en el ambiente de trabajo, las disposiciones técnicas para la homologación de productos y las ordenanzas municipales que conciernen al bienestar ciudadano o al planeamiento urbanístico”. El propósito genérico de esta Ley es prevenir, vigilar y reducir la contaminación acústica, para evitar daños para la salud, los bienes y el medio ambiente. La Ley del Ruido expone y asume para nuestro país las indicaciones de la Directiva Europea, particularizando sus principios reguladores; adaptándolos a la realidad territorial, institucional, y legislativa. El Capítulo II de la Ley clasifica las áreas acústicas (residencial, industrial, recreativa, sanitario, docente y cultural, infraestructuras de transporte, áreas que requieran de una especial protección), define los objetivos de calidad acústica y define la servidumbre acústica. Determina los índices de emisiones acústicas y los métodos de evaluación, y establece la necesidad de elaboración de mapas de ruido en las distintas áreas territoriales, y su revisión periódica. El Capítulo III de la ley versa sobre la prevención y corrección de la contaminación acústica. Mediante el establecimiento de protocolos generales de planificación e intervenciones administrativas, el articulado establece medidas sobre el autocontrol de las emisiones acústicas, sobre las edificaciones y las reservas de sonido natural. Asimismo, establece planes

de acción en material de protección acústica y define las zonas de protección o situación acústica especiales. La ley añade un capítulo final de régimen de vigilancia mediante inspecciones, y la tipificación de las infracciones y sus correspondientes sanciones. Al igual que la Directiva Europea, la Ley del Ruido excluye la regulación de contaminación acústica originada en la práctica de actividades domésticas o las relaciones de vecindad, siempre y cuando no exceda los límites tolerables de conformidad con los usos locales, ya que los siglos han consolidado a las ordenanzas y normativas municipales como garantes de este control. También excluye la contaminación acústica laboral, la cual se regirá por la normativa sectorial aplicable, y las actividades militares, que se regularán por su legislación específica.

CONCLUSIONES

El problema del ruido excesivo requiere de una continua regulación municipal y territorial, nacional y supranacional, que intenten evitar el efecto deletéreo en los humanos. Exige una especial flexibilidad, a la vez que firmeza en particular en el ámbito de la legislación laboral, acompañada de una sensibilización de la población que haga eficaz las medidas correctoras o destinadas a reducir el impacto del ruido.

BIBLIOGRAFÍA

1. Hernández Díaz, A.; González Méndez, B. M. Alteraciones auditivas en trabajadores expuestos al ruido industrial. *Med Segur Trab* 2007; 53 (208): 1-11.
2. De Asúa, M. Calidad de vida y salud: Antecedentes históricos. *Anales de la Academia Nacional de Ciencias de Buenos Aires* 2009; 43 (2) 2009; 571-584.
3. Defensor del Pueblo. *Informes, Estudios y Documentos: Contaminación acústica*. Closas-Orcoyen, S. L. Paracuellos de Jarama (Madrid). 2005.
4. Cramer, J. A. *A geographical and historical description of ancient Italy*. Oxford, Clarendon Press. 1826. Vol. II, 355.
5. Gorman, R. J.; Gorman, V. The Tryphê of the Sybarites: A Historiographical Problem in Athenaeus. *Jornal of Hellenic Studies* 127 (2007), 38-60.
6. Carati, G. *Ruido ambiental y calidad del aire en Roma: Planificación, prevención y control*. Accesible en:

- http://centroubal.com/sicat2/documentos/81_2007109934_R4P20-02B-dt13-spa.pdf
7. Vallejo González, J. L. El ruido en la historia de la humanidad. En: Ergonomía ocupacional. 2006. Accesible en: <http://www.ergocupacional.com/4910/35895.html>
 8. Weinstein, B. The Medieval Roots of Colonial Iron Manufacturing Technology. Accesible en: http://www.engr.psu.edu/mtah/articles/roots_colonial_iron_technology.htm#_ftnref13
 9. Llacuna, J.; Ballesteros, M.; Millán, J. A. (coords.). *Tratado de las enfermedades de los trabajadores*. Traducción comentada de la obra "De morbis artificum Diatriba" de Bernardo Ramazzini siglo XVIII. Madrid: Hispagraphis, S.A. 2012.
 10. Smilor, R. W. American Noise, 1900-1930. En: Smith, M. M. (ed.). *Hearing history: a reader*. Athens, Georgia: University Georgia Press. 2004, p. 319.
 11. Berger. Brief Historical Overview and Perspective. En: Berger, E. H. (ed.). *The Noise Manual*.
 12. Sataloff, J. A brief history of occupational hearing loss: A personal perspective. P. 401-409. En: Sataloff, R. T., Sataloff, J. *Occupational Hearing Loss*, 3ª edición. CRC press Taylor & Francis Group. Boca Raton, Florida. 2006.
 13. Picard, M.; Girard, S. A.; Simard, M.; Larocque, R.; Leroux, T.; Turcotte, F. Association of work-related accidents with noise exposure in the workplace and noise-induced hearing loss based on the experience of some 240,000 person-years of observation. *Accid Anal Prev* 2008; 40(5) 1644-1652.
 14. Hipoacusia laboral por ruido. Documento UGT Cataluña. Accesible en: <http://www.ladep.es/ficheros/documentos/HIPOACUSIA%20UGT%20CATALUNYA%202009%281%29.pdf>
 15. Sordera profesional. Accesible en: <http://medicina-trabajo.blogspot.com.es/2010/03/sordera-profesional.html>
 16. Uña, M. A.; García Martínez de Ibarreta, E.; Betegón, A. *Grupo de trabajo de salud laboral de la Comisión de Salud Pública del Consejo Interterritorial del Sistema Nacional de Salud*. Ministerio de Sanidad y Consumo. Madrid, 2000. RUMAGRAF, S. A.
 17. Real Decreto 286/2006, de 10 de marzo, sobre la protección de la salud y la seguridad de los trabajadores contra los riesgos relacionados con la exposición al ruido. BOE nº 60. 11-03-2006.
 18. Directiva 2002/49/CE del Parlamento Europeo y del Consejo de 25 de junio de 2002 sobre evaluación y gestión del ruido ambiental. Diario Oficial de las Comunidades Europeas 18.7.2002.
 19. Ley 37/2003, de 17 de noviembre, del Ruido. BOE nº 276. 18-11-2003.

18.3. DISCAPACIDAD AUDITIVA

TERESA RIVERA RODRÍGUEZ*, FERNANDO GARCÍA ALCÁNTARA
Y JAVIER OLARIETA SOTO

SENSIBILIZACIÓN SOCIAL CON EL DISCAPACITADO

No podemos negar que la autonomía y participación general de las personas con discapacidad en nuestra sociedad sigue siendo más ficticia que real. Es cierto que se aprecian avances en este sentido con respecto a etapas anteriores, y poco a poco se están emprendiendo acciones que ayudan a reconocer los derechos humanos de estas personas. Pero ello no parece suficiente para dejar de pensar que sigue siendo necesario el aunar los esfuerzos de organizaciones, tanto públicas como privadas, para mejorar las políticas sociales y la dotación de presupuestos destinados a alcanzar un nivel aceptable de igualdad de oportunidades y de participación social, y lo que refleja la realidad es que el camino hasta conseguirlo es todavía muy largo. El impacto de lo anterior se incrementa si se considera que las personas con discapacidad suponen un 10% de la población mundial, aproximadamente 600 millones de discapacitados, 30 millones de los cuales se ubican en la Comunidad Europea y cerca de 5 millones en nuestro país, según datos del Instituto Canario de Estadística (ISTAC, 1996).

Un tipo de discapacidad frecuente en la población es la discapacidad auditiva. Tanto es así, que la hipoacusia representa el trastorno congénito más frecuente en el mundo desarrollado. Una función auditiva normal permite al sujeto la conexión activa con el mundo exterior y favorece la comunicación y el aprendizaje, con lo que no es difícil entender la repercusión tan importante que puede llegar a tener la pérdida auditiva tanto en el ámbito personal como en el ámbito social del individuo. Aunque su inicio, frecuentemente insidioso y progresivo, dificulta la estimación exacta de su prevalencia, se estima que aproximadamente 1 de cada 500 recién nacidos presentan una pérdida auditiva mayor de 40 dB (1). El problema se incrementa con la edad, y se considera que un 16% de los adultos presentan una pérdida bilateral superior a 25 dB (2) y a partir de los 80 años cerca de la mitad de la población va a estar afectada. Como además

es conocido el aumento de la esperanza de vida en los países en vías de desarrollo, la incidencia de esta enfermedad está claramente en aumento. En cuanto a la población sorda en España, la única referencia hasta hoy es la que aporta la encuesta del año 2000 del Instituto Nacional de Estadística (INE 2000), que cifra la población con discapacidad auditiva en torno a 1.000.000 de personas, con una tasa de 31,07 personas por cada 1.000 habitantes, entre las que más de 100.000 presentan sordera profunda. La incidencia de hipoacusia severa en el recién nacido sin factores de riesgo se estima en 1-2 de cada 1.000 recién nacidos, y 5 por cada 1.000 recién nacidos padece una sordera de distinto tipo y grado (3). Esta incidencia se incrementa progresivamente en las poblaciones de más edad.

El primer paso hacia la integración y la igualdad de oportunidades pasa por conocer los derechos de las personas con discapacidad. La legislación internacional para las personas discapacitadas se basa en dos documentos: “La Declaración de los Derechos del Deficiente Mental”, de 20 de diciembre de 1971 (4) y “La Declaración de los Derechos de los Minusválidos” (5), de 9 de diciembre de 1975, ambos emitidos por la Asamblea General de las Naciones Unidas y en los que se enfatiza la necesidad de proteger a los deficientes mentales o minusválidos a través de medidas asistenciales, educativas, rehabilitadoras y de equiparación de oportunidades.

La Asamblea General de las Naciones Unidas aprobó también en diciembre de 1982 el “Programa de Acción Mundial para Personas con Discapacidad” (6) con el fin de promover la prevención primaria de la deficiencia y de rehabilitar y establecer los objetivos de igualdad y participación en el desenvolvimiento social.

Otros documentos de interés son la “Carta Social Europea de 1961”, ratificada por España en 1980 y la “Carta Comunitaria de los Derechos Sociales Fundamentales de los Trabajadores de 1989”, en la que se encuentran referencias a la cuestión laboral de los discapacitados.

* Teresa Rivera Rodríguez. Servicio de ORL. Hospital Universitario Príncipe de Asturias. Ctra. Alcalá-Meco s/n. 28805 Alcalá de Henares (Madrid). Teléfono de contacto: 918 878 100. Ext. 2422 E-mail: teresa.rivera@salud.madrid.org

En el ámbito nacional, el marco legislativo de referencia es la Ley 13/82 de 7 de abril, de Integración Social de los Minusválidos (7), aunque existen más medidas legislativas aparecidas con posterioridad, como la Ley 13/1983 de 24 de octubre (8), que modifica el Código Civil en materia de tutela, el Real Decreto 1723/1981 de 24 de julio, de reconocimiento, declaración y calificación de las condiciones de subnormal y minusválido (9), el Real Decreto 2609/1982 de 24 de noviembre, de evaluación y declaración de las situaciones de invalidez (10), el Real Decreto 334/1985 de 6 de marzo, de ordenación de la educación especial (11), etc. Esto lo que indica es una clara intención de mejorar el panorama general de las personas discapacitadas, pero como ya se ha mencionado, el camino hasta conseguir un nivel aceptable de autonomía y participación social es todavía largo, y mientras todas estas leyes no se traduzcan en planes integrales eficaces y tangibles en los que colaboren administraciones públicas, privadas y Organizaciones No Gubernamentales (ONG), todo lo demás será más imaginación que realidad.

Como epílogo a esta sensibilización con respecto a las personas discapacitadas, cabe resaltar las “Normas Uniformes de la ONU sobre la Igualdad de Oportunidades para las Personas con Discapacidad” aprobadas por la Asamblea General de Naciones Unidas el 20 de diciembre de 1993 (12). Consisten en 22 normas que representan un compromiso moral y político de los gobiernos para adoptar medidas encaminadas a lograr la igualdad de oportunidades para las personas con discapacidad, y hacen referencia a cuestiones tales como la atención médica, rehabilitación de las personas discapacitadas, servicios de apoyo, educación, empleo, mantenimiento de los ingresos y seguridad social, posibilidad de acceso en todas las esferas de la sociedad, vida en familia e integridad personal, cultura, actividades recreativas y deportivas, religión, información e investigación, planificación, legislación, política económica, organizaciones de personas discapacitadas, capacitación del personal que participa en los programas de personas discapacitadas, supervisión de programas y cooperación internacional.

TERMINOLOGÍA

Existen tres conceptos básicos que es preciso definir. “Deficiencia” hace referencia a la existencia de una alteración o anomalía de una estructura anatómica que condiciona la

pérdida de una función. Es la exteriorización directa de las consecuencias de una enfermedad, que se manifiesta tanto en los órganos como en sus funciones, incluidas las psicológicas. “Discapacidad” es un término aplicable a cualquier restricción o falta de capacidad para realizar una actividad determinada, es la objetivación de la deficiencia en el sujeto con una repercusión directa en la capacidad para realizar sus funciones. Por último, “minusvalía” es la existencia de una barrera presente en el individuo como consecuencia de una deficiencia o discapacidad, la cual impide el desarrollo del papel esperable de ese individuo en función de sus características, es la socialización de la problemática causada en el sujeto.

Basándose en esos tres conceptos se realizó la “Clasificación internacional de deficiencias, discapacidades y minusvalías”, de la Organización Mundial de la Salud (CIDDDM-1) en 1980 (13). En esta clasificación las deficiencias aparecen definidas de tres formas: por el órgano afectado, por la función alterada o bien por el resultado morfológico de la misma (desfiguradoras). Atendiendo a esta clasificación lineal de las discapacidades y en lo referente a la audición, se contemplaría la deficiencia en el órgano de la audición, que produciría una discapacidad en la comunicación, que se traduce en una minusvalía de independencia física y de integración social, por ejemplo.

A partir de 1993 comenzó un proceso de revisión de esta clasificación que daría lugar a la CIDDDM-2, denominada en su versión final (2001) “Clasificación internacional del funcionamiento, de la discapacidad y de la salud” (CIF) (14), que plantea tres niveles a los que referir la valoración de la discapacidad: el biológico desde el que se plantea la existencia de la deficiencia, el nivel de la persona, al que referir las actividades personales y sus limitaciones y, por último, el social, que define el grado de participación social del individuo. La diferencia entre estas dos clasificaciones es que se pasa de un modelo basado únicamente en el individuo (CIDDDM-1) a un modelo basado en la concepción de la deficiencia como resultado de la interrelación del individuo con su entorno (CIF).

Finalmente en la clasificación internacional de enfermedades CIE-10 en su versión multiaxial (15) confluyen las descripciones clínicas con las descripciones de las dos clasificaciones anteriores CIDDDM-1 Y CIF. Esta conjunción de dos conceptos creando un complejo “diagnóstico/discapacidad”, aportando una visión distinta y más completa. Fenómenos

como el de uso servicios sanitarios, el rendimiento en el trabajo o el nivel de integración social pueden predecirse.

La estructura de esta versión multiaxial de la CIE -10 se basa en 3 ejes: diagnósticos clínicos, discapacidades y factores ambientales. En esta clasificación además se cuantifica el grado de discapacidad estableciendo 6 niveles de discapacidad que van desde el nivel 0 (ninguna discapacidad), hasta el nivel 6 (discapacidad obvia).

Existen tres áreas básicas para la evaluación de la discapacidad, a) el ámbito personal donde se valora el cuidado personal y funcionamiento ocupacional (trabajo), b) el funcionamiento en familia que hace referencia a la relación marital, la relación paterno filial y a la participación en las actividades de casa, y c) el ámbito social, que se refiere al funcionamiento en el contexto social general.

Como se puede observar, la gran diversidad en la discapacidad impide que una sola clasificación pueda abarcar todos los aspectos relevantes que influyen en el desarrollo y desempeño de la persona. La visión más completa tiene en cuenta todas las clasificaciones realizadas y no solo es descriptiva sino que aúna aspectos médicos y aspectos sociales, lo que facilita la intervención para el mejor desarrollo e integración posible.

CÁLCULO DE LA DEFICIENCIA AUDITIVA

Para establecer el grado de discapacidad es necesario conocer el grado de pérdida auditiva y la prueba audiológica que se utiliza para ello es la audiometría tonal liminar. La audiometría verbal no resulta ser una prueba eficaz para determinar la pérdida auditiva con la finalidad de valorar el grado de discapacidad, ya que puede verse influenciada por factores de comprensión lingüística o el conocimiento del idioma. Para realizar el cálculo de la pérdida auditiva se pueden utilizar diferentes fórmulas, como la de la Asociación Médica Americana (AMA 1942), Fórmula de la Administración de Veteranos (VA 1976) o Social Adequacy Index, Fórmula del Comité de Audición, Bioacústica y Biomecánica de la National Academy of Sciences (CHABA), Fórmula de la Academia Americana de Oftalmología y Otorrinolaringología (AAOO 1959), o bien la Fórmula de la Asociación

Americana de Habla, Lenguaje y Audición (ASHA) (16). En este capítulo solo hablaremos de la fórmula que la legislación española reconoce y que fue publicada en el Boletín Oficial del Estado (BOE) el 26 de enero de 2000 (Real Decreto 1971/1999) (17).

CÁLCULO DE LA PÉRDIDA DE AUDICIÓN MONOAURAL

No se considera pérdida auditiva cuando el umbral de audición es de 25 dB o menor. A partir de esta cifra, a cada dB de pérdida se le aplicará un porcentaje del 1,5% de disminución de audición. Por tanto, una hipoacusia con un nivel de audición de 91,7 dB se considerará ya una pérdida del 100%.

Para la determinación de la pérdida de audición monoaural se sumarán los umbrales de audición en las frecuencias 500, 1.000, 2.000 y 3.000 Hz. En la tabla 1 se pueden observar las correspondencias en porcentaje de pérdida auditiva.

| SDNA* | % | SDNA* | % | SDNA* | % | SDNA* | % | SDNA* | % |
|-------|------|-------|------|-------|------|-------|------|---------|-------|
| 100 | 0.0 | 155 | 20.6 | 210 | 41.2 | 265 | 61.9 | 320 | 82.5 |
| 105 | 1.9 | 160 | 22.5 | 215 | 43.1 | 270 | 63.8 | 325 | 84.4 |
| 110 | 3.8 | 165 | 24.4 | 220 | 45.0 | 275 | 65.6 | 330 | 86.2 |
| 115 | 5.6 | 170 | 26.2 | 225 | 46.9 | 280 | 67.5 | 335 | 88.1 |
| 120 | 7.5 | 175 | 28.1 | 230 | 48.9 | 285 | 69.3 | 340 | 90.0 |
| 125 | 9.4 | 180 | 30.0 | 235 | 50.5 | 290 | 71.2 | 345 | 90.9 |
| 130 | 11.2 | 185 | 31.9 | 240 | 52.5 | 295 | 73.1 | 350 | 93.8 |
| 135 | 13.1 | 190 | 33.8 | 245 | 54.4 | 300 | 75.0 | 355 | 95.6 |
| 140 | 15.0 | 195 | 35.6 | 250 | 56.2 | 305 | 76.9 | 360 | 97.5 |
| 145 | 16.9 | 200 | 37.5 | 255 | 58.1 | 310 | 78.8 | 365 | 99.4 |
| 150 | 18.8 | 205 | 39.4 | 260 | 60.0 | 315 | 80.6 | 368 o > | 100.0 |

Tabla 1
Conversión del nivel estimado de audición en porcentaje de pérdida auditiva monoaural

CÁLCULO DE LA PÉRDIDA DE AUDICIÓN BINAURAL

Se determinará mediante la siguiente fórmula:

$$5 \times (\% \text{ pérdida en el mejor oído}) + \% \text{ pérdida en el peor oído}$$

AUDIOLOGÍA

ASPECTOS MÉDICO-LEGALES. DISCAPACIDAD AUDITIVA

El cálculo de la pérdida auditiva binaural se puede ver en la tabla 2, en la que se considera la suma de umbral de las frecuencias antes citadas en el mejor y peor oído.

Tabla 2

Tabla 2 (continuación)

Tabla 2

Tabla 2 (continuación)

| % pérdida de audición binaural | % discapacidad | % pérdida de audición binaural | % discapacidad | % pérdida de audición binaural | % discapacidad | % pérdida de audición binaural | % discapacidad |
|--------------------------------|----------------|--------------------------------|----------------|--------------------------------|----------------|--------------------------------|----------------|
| 0-1,6 | 1 | 16,1-17,6 | 11 | 32,6-35 | 21 | 59,6-64 | 31 |
| 1,7-3,2 | 2 | 17,7-19,2 | 12 | 35,1-37,5 | 22 | 64,1-68,5 | 32 |
| 3,3-4,8 | 3 | 19,3-20,8 | 13 | 37,6-40 | 23 | 68,6-73 | 33 |
| 4,9-6,4 | 4 | 20,9-22,4 | 14 | 40,1-42,5 | 24 | 73,1-77,5 | 34 |
| 6,5-8 | 5 | 22,5-23,9 | 15 | 42,6-45 | 25 | 77,6-81,9 | 35 |
| 8,1-9,6 | 6 | 24-25,4 | 16 | 45,1-47,5 | 26 | 82-85,6 | 36 |
| 9,7-11,2 | 7 | 25,5-26,9 | 17 | 47,6-50 | 27 | 85,7-89,2 | 37 |
| 11,3-12,8 | 8 | 27-28,4 | 18 | 50,1-52,5 | 28 | 89,3-92,8 | 38 |
| 12,9-14,4 | 9 | 28,5-29,9 | 19 | 52,6-54,9 | 29 | 92,9-96,4 | 39 |
| 14,5-16 | 10 | 30-32,5 | 20 | 55-59,5 | 30 | 96,5-100 | 40 |

Tabla 3
Correspondencia entre la pérdida de audición binaural y el porcentaje de discapacidad

Es necesario conocer que solamente serán objeto de valoración los trastornos permanentes de la audición, y que el porcentaje de deficiencia por pérdida auditiva se basará en la pérdida de audición binaural. En el caso de que al paciente se le haya aplicado un implante coclear, la valoración de la deficiencia se realizará de acuerdo con la función auditiva residual que presente una vez concluida la rehabilitación, teniendo en cuenta que el porcentaje de discapacidad asignado nunca podrá ser inferior al 33%.

En el caso de que un paciente con hipoacusia, tenga además patología vertiginosa o alteraciones del lenguaje derivado de la hipoacusia, se deberán combinar los porcentajes de discapacidad originados por cada una de estas deficiencias. El cálculo del porcentaje de discapacidad por estas deficiencias viene referido igualmente en Real Decreto 1971/199 del BOE de 26 de enero de 2000 (17).

Tabla 2
Cálculo de la pérdida auditiva binaural

CÁLCULO DE LA DISCAPACIDAD AUDITIVA

El cálculo del porcentaje de discapacidad auditiva se puede ver en la tabla 3, y se realiza en relación al cálculo de la deficiencia auditiva binaural comentada anteriormente.

En cuanto al grado de minusvalía se establece como mínimo un 33% para generar el derecho a los beneficios establecidos en las medidas de fomento del empleo para el mercado ordinario de trabajo a favor de los discapacitados (Ley 51/2003, BOE 3 de diciembre de 2003) (18).

BIBLIOGRAFÍA

1. Morton, C.; Nance, W. Newborn hearing screening. A silent revolution. *N Engl J M.* 2006; 354: 2151-2164.
2. Morton, N. E. Genetic epidemiology of hearing impairment. *Ann N Y Acad Sci.* 1991; 630: 16-31
3. Rai, N.; Thakur, N. Universal screening of newborns to detect hearing impairment. Is it necessary? *Int J Pediatr Otorhinolaryngol.* 2013 Jun; 77 (6): 1036-1041
4. Organización Nacional de las Naciones Unidas (ONU). Declaración de los Derechos del Deficiente Mental, de 20 diciembre de 1971. Disponible en: <http://www.un.org/es/rights/>.
5. Organización Nacional de las Naciones Unidas (ONU). Declaración de los Derechos de los Minusválidos, de 9 diciembre de 1975. Disponible en: <http://www.un.org/es/rights/>.
6. Programa de acción mundial para las personas con discapacidad (Documento A/37/51). Resolución 37/52 de 3 de diciembre de 1982 aprobada por la Asamblea General de las Naciones Unidas.
7. Ley 12/1982, de 7 de abril, de integración social de los minusválidos. Boletín Oficial del Estado nº 103, de 30 de abril de 1982,. 11106-11112.
8. Ley 13/1983, de 24 de octubre, de Reforma del Código Civil en materia de tutela. Boletín Oficial del Estado nº 256, de 26 de octubre de 1983,. 28932-28935.
9. Real Decreto 1723/1981, de 24 de julio, sobre reconocimiento, declaración y calificación de las condiciones de subnormal y minusválido. Boletín Oficial del Estado nº 60, de 11 de marzo de 1982,. 6460-6462.
10. Orden de 23 de noviembre de 1982 por la que se regula el procedimiento aplicable a la actuación para la evaluación y declaración de las situaciones de invalidez. Boletín Oficial del Estado nº 283, de 25 de noviembre de 1982, 32397-32400.
11. Real Decreto 334/1985, de 6 de marzo, de ordenación de la Educación Especial. Boletín Oficial del Estado nº 65, de 16 de marzo de 1985, 6917-6920.
12. Organización Nacional de las Naciones Unidas (ONU). Normas uniformes sobre la igualdad de oportunidades para las personas con discapacidad, Resolución de 20 diciembre de 1993. Ref. A/RES/48/96. Disponible en: <http://www.un.org/es/rights/>.
13. World Health Organization. ICIDH. International Classification of impairments, disabilities and handicaps. A manual classification relating to the consequences of disease. Geneva. World Health Organization. 1980.
14. World Health Organization. International Classification of Functioning Disability and Health. Geneva: World Health Organization. 2001.
15. Organización Mundial de la salud. Clasificación Internacional de Enfermedades y Problemas de Salud Relacionados, Décima Revisión, Vols. 1-3. Ginebra, Organización Mundial de la Salud, 1992-1994.
16. Santos Hernández, V.; Zenker Castro, F.; Fernández Belda, R.; Barajas de Prat. J. J. Deficiencia, discapacidad y minusvalía auditiva. *Auditio: Revista electrónica de Audiología.* Disponible en: (<http://www.auditio.com>) 2006, vol 3.
17. Real Decreto 1971/1999, de 23 de diciembre, de procedimiento para el reconocimiento, declaración y calificación del grado de minusvalía. Boletín Oficial del Estado nº 22, 26 de Enero de 2000, 3317-3390.
18. Ley 51/2003, de 2 de diciembre, de igualdad de oportunidades, no discriminación y accesibilidad universal de las personas con discapacidad. Boletín Oficial del Estado nº 289, 3 de diciembre de 2003, 43187-43195.

LISTADO DE AUTORES

Manuel Alegre

Servicio de Neurofisiología, Clínica Universidad de Navarra

Miguel Arístegui

Servicio de ORL, Hospital General Universitario Gregorio Marañón de Madrid

Maurizio Barbara

ENT Department, Hospital Sant' Andrea, Universidad Sapienza, Roma

Carlos Bastos

Universidade de Aveiro

Bartolomé Bejarano

Especialista en Neurocirugía, Clínica Universidad de Navarra

Andreina Betancourt Martínez

Hospital Universitario Dr. Peset de Valencia

Silvia Borkoski Barreriro

Servicio de ORL, Complejo Hospitalario Insular Materno Infantil de Las Palmas de Gran Canaria

Francesc Carreño

Departamento de Audiología y Calidad, Centros GAES

Francisco Carricondo Orejana

Laboratorio de Neurobiología de la Audición, Dpto. de Oftalmología y Otorrinolaringología, Facultad de Medicina, Universidad Complutense de Madrid
Instituto de Investigación Sanitaria San Carlos (IdISSC), Hospital Clínico San Carlos de Madrid

Francisco Javier Cervera-Paz

Departamento de Otorrinolaringología, Clínica Universidad de Navarra

Sofía Cieza

Servicio de Neurofisiología, Clínica Universidad de Navarra

Francisco Cogolludo

Departamento de ORL, Fundación Jiménez Díaz

Marisa Costa Alves

Centro Hospitalario Universitario de Coimbra
Miembro de la Sociedad Portuguesa de Terapia da Fala

José Dalmau Galofre

Hospital Universitario Dr. Peset de Valencia

Fredy A. Escobar-Ipuz

Servicio de Neurofisiología, Clínica Universidad de Navarra

Vicente Escorihuela García

Servicio Otorrinolaringología, Hospital Clínico Universitario de Valencia, Universidad de Valencia

Juan Carlos Falcón González

Servicio de ORL, Complejo Hospitalario Insular Materno Infantil de Las Palmas de Gran Canaria

Fernando García Alcántara

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Universitario Príncipe de Asturias, Universidad de Alcalá de Henares

Francisco Javier García Callejo

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Clínico Universitario de Valencia

Valeria García

Departamento de Audiología y Calidad, Centros GAES

María Garrido

Unidad de Foniatría, Logopedia y Audiología, Servicio ORL, Hospital Clínico Universitario de Salamanca

Javier Gavilán

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Universitario La Paz de Madrid

Laura Girón Mairal

Departamento de Otorrinolaringología, Clínica Universidad de Navarra

Justo Ramón Gómez Martínez

Servicio de ORL, Hospital Universitario Central de Asturias

Francisco M. González Martín

Servicio Otorrinolaringología, Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda, Madrid

José M. Gorospe

Unidad de Foniatría, Logopedia y Audiología, Servicio ORL, Hospital Clínico Universitario de Salamanca

Carmen Górriz Gil

Servicio Otorrinolaringología, Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda, Madrid

Gloria Guerra-Jiménez

Servicio de ORL, Complejo Hospitalario Insular Materno Infantil de Las Palmas de Gran Canaria

M. Teresa Heitzmann Hernández

Departamento de Otorrinolaringología, Clínica Universidad de Navarra

Alicia Huarte Irujo

Departamento de ORL, Clínica Universidad de Navarra

Mari Cruz Iglesias Moreno

Instituto de Investigación Sanitaria San Carlos (IdISSC), Hospital Clínico San Carlos de Madrid
Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Clínico San Carlos de Madrid

Julia de Juan Beltrán

Servicio de ORL, Hospital de La Santa Creu i Sant Pau de Barcelona

Luis Lassaletta

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Universitario La Paz de Madrid

Emilia Latorre Monteagudo

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Clínico Universitario de Valencia

María José Lavilla Martín de Valmaseda

Hospital San Pedro de Alcántara de Cáceres

Asier Lekue

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Universitario La Paz de Madrid

Antonio Lirola Delgado

Complejo Hospitalario Universitario de Santiago de Compostela

Jacques Magnan

ENT Department, Hôpital Nord di Marseille, Université Aix-Marseille, France

Raquel Manrique Huarte

Departamento de Otorrinolaringología, Clínica Universidad de Navarra

Manuel Manrique Rodríguez

Especialista en Otorrinolaringología, Departamento de ORL, Clínica Universidad de Navarra

Jaime Marco Algarra

Servicio Otorrinolaringología, Hospital Clínico Universitario de Valencia, Universidad de Valencia

Eduardo Martín Sanz

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Universitario de Getafe

M^a Paz Martínez Beneyto

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Clínico Universitario de Valencia

Jorge Humberto Martins

Audiólogo, Centro Hospitalario Universitário de Coimbra
Presidente de la Asociación Portuguesa de Audiología

Renaud Meller

ENT Department, Hôpital Nord di Marseille, Université Aix-Marseille, France

Antonio Morant Ventura

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Clínico Universitario de Valencia

Constantino Morera Pérez

Servicio de Otorrinolaringología y Patología Cérvico-Facial del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia, Universidad de Valencia

Antonio Municio Martín

Jefe de Servicio de ORL, Profesor Asociado de ORL de la UPV, Hospital Universitario de Cruces de Barakaldo

Noelia Muñoz Fernández

Servicio de Otorrinolaringología y Patología Cérvico-Facial del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia, Universidad de Valencia

Carmen Muñoz

Unidad de Foniatría, Logopedia y Audiología, Servicio ORL, Hospital Clínico Universitario de Salamanca

Faustino Núñez Batalla

Unidad de Hipoacusia Infantil, Servicio de ORL del Hospital Universitario Central de Asturias
Profesor Asociado de ORL de la Universidad de Oviedo

Javier Olarieta Soto

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Universitario Príncipe de Asturias, Universidad de Alcalá de Henares

Miguel Orts Alborch

ORL, Hospital Clínico Universitario de Valencia
Profesor Asociado Universidad de Valencia

César Orús Dotú

Servicio de ORL, Hospital de La Santa Creu i Sant Pau de Barcelona

Ángel Osorio Acosta

Servicio de ORL, Complejo Hospitalario Insular Materno Infantil de Las Palmas de Gran Canaria

Carlos de Paula Vernetta

Servicio de Otorrinolaringología y Patología Cérvico-Facial del Hospital Universitario y Politécnico La Fe de Valencia, Universidad de Valencia

Daniel Pérez-Plasencia

Servicio de ORL, Complejo Hospitalario Insular Materno Infantil de Las Palmas de Gran Canaria

María Ignacia Pitarch Ribas

Servicio Otorrinolaringología, Hospital Clínico Universitario de Valencia, Universidad de Valencia

Ignacio Pla Gil

Hospital Clínico Universitario de Valencia

Joaquín Poch Broto

Laboratorio de Neurobiología de la Audición, Dpto. de Oftalmología y Otorrinolaringología, Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid
Instituto de Investigación Sanitaria San Carlos (IdISSC), Hospital Clínico San Carlos de Madrid
Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Clínico San Carlos de Madrid

Amparo Postigo Madueño

Centro Audiológico, S.L.

Charbel Ramed

ENT Department, Hôpital Nord di Marseille, Université Aix-Marseille, France

Ángel Ramos de Miguel

Servicio de ORL, Complejo Hospitalario Insular Materno Infantil de Las Palmas de Gran Canaria

Ángel Ramos Macías

Servicio de ORL, Complejo Hospitalario Insular Materno Infantil de Las Palmas de Gran Canaria

Teresa Rivera Rodríguez

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Universitario Príncipe de Asturias, Universidad de Alcalá de Henares

Bárbara Romero Gómez

Laboratorio de Neurobiología de la Audición, Dpto. de Oftalmología y Otorrinolaringología, Facultad de Medicina de la Universidad Complutense de Madrid
Instituto de Investigación Sanitaria San Carlos (IdISSC), Hospital Clínico San Carlos de Madrid

Manuel Sainz Quevedo

Jefe de Servicio ORL, Hospital Universitario San Cecilio de Granada

Santiago Santa Cruz

Especialista ORL, Sección Otología, Hospital Clínico Universitario de Salamanca

Ricardo Sanz Fernández

Servicio de Otorrinolaringología, Hospital Universitario de Getafe

Susana Sousa Andrade

Médica Especialista Otorrinolaringologista, Clínica Otorrino e Audiología

María Cruz Tapia Toca

Instituto Antolí Candela
Hospital Clínico Universitario San Carlos (Madrid)

António Teixeira

Universidade de Aveiro

Almudena Trinidad Cabezas

Servicio Otorrinolaringología, Hospital Universitario Puerta de Hierro de Majadahonda, Madrid

Héctor Vallés Varela

Unidad docente de Otorrinolaringología, Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina de la Universidad de Zaragoza

Javier Valverde

Departamento de Audiología y Calidad, Centros GAES

Francisco Vaz

Universidade de Aveiro

María del Prado Venegas Pizarro

Servicio de ORL, Hospital de La Santa Creu i Sant Pau de Barcelona

Jaime Viera-Artiles

Servicio de ORL, Complejo Hospitalario Insular Materno Infantil de Las Palmas de Gran Canaria

José Zubicaray Ugarteche

Responsable del Programa de Detección Precoz de la Hipoacusia de Navarra, Unidad de ORL Infantil, Servicio de ORL, Complejo Hospitalario de Navarra

