

Métodos de pesquisaje de las pérdidas auditivas a edades tempranas

Eleina Mijares Nodarse, María Cecilia Pérez Abalo, Guillermo Savio López

Para citar este artículo:

Mijares Nodarse E., Pérez Abalo M., Savio López G. (2006). Métodos de pesquisaje de las pérdidas auditivas a edades tempranas. *Auditio*, 3(1), 9-18.
<https://doi.org/10.51445/sja.auditio.vol3.2006.0034>

Enlace al artículo:

<https://doi.org/10.51445/sja.auditio.vol3.2006.0034>

Historial:

Publicado (online): 01-08-2006



Métodos de pesquisaje de las pérdidas auditivas a edades tempranas

Eleina Mijares Nodarse, María Cecilia Pérez Abalo, Guillermo Savío López

Departamento de Fonoaudiología. Centro de Neurociencias de Cuba.

Resumen

Las pérdidas auditivas en la infancia afectan el desarrollo del lenguaje, así como el desarrollo emocional del niño y su adaptación al medio social y familiar. Estos efectos adversos pueden evitarse si el diagnóstico de las pérdidas auditivas y el inicio del tratamiento y de la rehabilitación comienzan antes de los 6 meses de edad. Para la detección temprana de los trastornos auditivos se han empleado diversos métodos tanto subjetivos (basados en respuestas conductuales a estímulos sonoros) como objetivos (que utilizan diversas respuestas fisiológicas). Actualmente los métodos más efectivos y confiables son las Emisiones Otoacústicas (EOA) y los Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral (PEATC). Si bien se ha demostrado que estos métodos son confiables presentan aún algunas limitaciones susceptibles de ser perfeccionadas. Recientemente se han propuesto los Potenciales Evocados Auditivos de estado estable a Múltiples Frecuencias (PEAee a MF) como una nueva alternativa para la realización del pesquisaje temprano del déficit auditivo. En este artículo se analizan las ventajas y desventajas de cada uno de estos métodos, así como los resultados que se han obtenido al utilizarlos en el contexto de un protocolo de pesquisaje auditivo. Se llega a la conclusión de que los PEAee a MF tienen una eficiencia diagnóstica equivalente a la de los PEATC a clic, lo cual unido a su valor potencial en la identificación de trastornos a predominio de frecuencias medias y graves, sugiere que este método, una vez perfeccionado, pudiera resultar entonces una alternativa válida para los protocolos de pesquisaje auditivo.

Palabras claves: pesquisaje auditivo, emisiones otoacústicas, potenciales evocados auditivos de tallo cerebral, potenciales evocados auditivos de estado estable.

Introducción

Los trastornos auditivos constituyen un problema de salud que afecta a una proporción importante de la población infantil. Se estima que en la población general entre 1 y 3 de cada 1000 niños nace con una pérdida severa bilateral (1). La incidencia de las pérdidas moderadas y ligeras es aún mayor (1 de cada 100 niños). A estas cifras se añaden otros niños (30 de cada 100 000) que desarrollan pérdidas auditivas significativas en los primeros tres años de vida. Cuando se estudian poblaciones de alto riesgo la prevalencia de las pérdidas auditivas se incrementa a un 6,4 % (2).

Teniendo en cuenta que la presencia de un trastorno auditivo en los tres primeros años de la vida tiene devastadoras consecuencias sobre el desarrollo del lenguaje y sobre la adaptación del niño al medio familiar y social se reconoce que el diagnóstico de la hipoacusia así como el inicio del tratamiento y de la rehabilitación debe llevarse a cabo antes de los 6 meses de edad (3-5).

En la década del 80 se establecen los primeros programas de pesquisaje del déficit auditivo, los

cuales se basaban en la presencia de factores de riesgo (antecedentes familiares de hipoacusia, peso al nacer inferior a 1500 gr., hipoxia neonatal, hiperbilirrubinemia, administración de drogas ototóxicas, etc.). En este tipo de programa generalmente se usaban los Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral (PEATC) a clic a partir de los 3 meses de edad (6-9). Sin embargo, sólo el 50-60% de los niños con pérdidas congénitas presentan factores de riesgo, y por lo tanto hay una proporción importante de casos que no son detectados con este tipo de programa.

Actualmente se prefieren los programas de pesquisaje universal. El procedimiento más utilizado consiste en realizarles Emisiones Otoacústicas (EOA) a todos los recién nacidos (10-12). Aquellos casos en los que no se detecta respuesta con las EOA son evaluados posteriormente con PEATC a clic. Otros autores han reportado numerosas ventajas al emplear los PEATC automatizados en protocolos de pesquisaje universal (13-15), aquellos niños que en el estudio de pesquisaje fallan con los PEATC automatizados son reevaluados con PEATC a clic.

Sin embargo, a pesar de que la eficiencia de estas técnicas para el pesquisaje del déficit auditivo ha sido probada (14-21) existen aún limitaciones que de resolverse pudieran contribuir a la identificación de un mayor número de casos afectados. De manera que todavía continúa la búsqueda de una técnica confiable, con una mejor relación costo beneficio que permita la realización del pesquisaje temprano del déficit auditivo (22).

En los últimos años los Potenciales Evocados Auditivos de estado estable a Múltiples Frecuencias (PEAee a MF) han demostrado ser una técnica eficiente que permite la realización de una audiometría objetiva detallada por frecuencia, permitiendo obtener un estimado confiable del umbral audiométrico en personas sanas y en niños con pérdidas auditivas (23-29). Existen además, algunos estudios que demuestran la utilidad de esta técnica en recién nacidos sanos y en neonatos prematuros (28), y caracterizan los cambios que ocurren con la maduración (24). Por otra parte, algunos autores que emplean esta técnica en el contexto de un programa de pesquisaje auditivo (28, 30) han demostrado su efectividad para la caracterización diagnóstica de las pérdidas auditivas.

Con este trabajo se pretende revisar los principales métodos que se han empleado para el pesquisaje auditivo, así como las ventajas y desventajas de cada uno de ellos. Se analizan, además, nuevas metodologías de pesquisaje, como son los PEAee a MF.

Desarrollo

Para el pesquisaje del déficit auditivo en la población infantil se han empleado diversos métodos entre los que tenemos los métodos conductuales (subjetivos y objetivos), las EOA y los Potenciales Evocados Auditivos.

Métodos Conductuales

Subjetivos

La forma más simple de pesquisaje conductual es la observación del niño por sus padres (31-32). Aproximadamente el 60% de los niños sordos son detectados por los padres y familiares del niño, mientras que sólo una pequeña proporción es identificada por el médico.

Los primeros en investigar sistemáticamente la respuesta de los niños a estímulos auditivos fueron los esposos Swing (33) en Gran Bretaña. Fueron ellos quienes introdujeron la audiometría refleja al estudiar el reflejo de orientación al sonido ante estímulos comunes producidos por juguetes y voces humanas.

Sin embargo, no fue hasta 1969 que Downs y Hemenway (34) utilizan la audiometría refleja para evaluar la audición a 1700 recién nacidos, reportando una cifra de falsos positivos del 25 %, demostrando que esta técnica permite la identificación de los niños con pérdidas auditivas severas- profundas, pero falla en la detección de las pérdidas ligeras, demostraron, además, que aproximadamente 1 de cada 1000 niños nace con una hipoacusia, y que la mitad de los niños con factores de riesgo tienen una pérdida auditiva. Otros estudios reportan poco menos de

un 50 % de falsos positivos con la audiometría refleja (35). Actualmente el método de Ewing no se recomienda como método de pesquisaje teniendo en cuenta la elevada cifra de falsos positivos que se ha reportado con esta técnica.

Recientes modificaciones de este método (BOEL-test: Blicken Orienter Efter Ljud, CAPAS: Compact Amsterdam Pediatric Audiometric Screener) constituyen las formas más usadas de métodos subjetivos de pesquisaje. Estos métodos tienen la ventaja de permitir la exploración rápida (la prueba dura aproximadamente 5 minutos, aunque en algunos casos puede demorar hasta 20 minutos) de toda la vía auditiva. Sin embargo son irrealizables en niños con discapacidad física o mental, requiriéndose al menos 2 personas bien entrenadas para realizar la prueba, y una habitación con niveles muy bajos de ruido ambiental, menores de 30 dB SPL (36), además, con estas técnicas la habituación se produce rápidamente. Por otra parte sólo es posible realizar la prueba a partir de los 9 meses de edad, por lo que el diagnóstico de la pérdida auditiva se realiza aproximadamente al año de edad teniendo en cuenta que hay que esperar 4 meses después de la primera prueba para realizar el confirmatorio. Con estos métodos se reporta una Sensibilidad del 79,4 % y una Especificidad del 97,6 % (36).

Objetivos (Automatizados)

En 1974 Simons y Russ (37) describieron un nuevo equipo para la detección automática de la respuesta del niño al sonido. El Crib-O -Gram consta de un detector de movimiento que se coloca debajo del colchón de la cuna, y de un sistema electrónico programado que permite comparar los movimientos del niño durante la estimulación sonora con los movimientos durante los intervalos de silencio. Con este método se reporta una Sensibilidad del 75 % y una Especificidad del 71 % (38) los cuales son muy bajos si se comparan con los del PEATC a clic.

Posteriormente, en 1980, dos investigadores ingleses, Bennett y Lawrence (39), desarrollaron una sofisticada técnica que permitía la detección de la respuesta motora y fisiológica (cambios en la frecuencia respiratoria) al sonido. La técnica conocida como ARC (Auditory Response Cradle) consta de un colchón sensible a la presión y una almohada sensible al movimiento de la cabeza, a la actividad del cuerpo y a la actividad respiratoria.

Las técnicas conductuales automatizadas tienen la ventaja de que permiten explorar toda la vía auditiva, siendo no invasivas, y relativamente rápidas (duran menos de 30 minutos si se tiene en cuenta la preparación del niño en la cuna), pudiendo ser realizadas fácilmente por personal no calificado. Empleando el ARC como método de pesquisaje universal varios autores reportan una sensibilidad mayor del 90 % para las pérdidas auditivas severas- profundas, y una alta especificidad en recién nacidos sanos a término, con un 1,4% de falsos positivos (40-42).

Sin embargo, las técnicas conductuales automatizadas tienen la desventaja de que requieren estímulos de elevada intensidad (85 dB SPL) y por lo tanto no permiten detectar las pérdidas auditivas ligeras, además no es posible realizarlas en recién nacidos enfermos ni pretérminos, constituyendo métodos más o menos subjetivos. Cuando

se estudian poblaciones de alto riesgo de déficit auditivo (niños egresados de las UTI) la sensibilidad del ARC para las pérdidas auditivas permanentes de severas a profundas es del 50%, y del 20% para las pérdidas moderadas permanentes, y la especificidad es del 81% (41), lo cual representa una gran limitación.

Emisiones Otoacústicas

La presencia de procesos activos que ocurren en la cóclea y que son capaces de generar energía detectable fue demostrada por Kemp en el año 1978 (43).

Las EOA representan la energía acústica generada en las células ciliadas externas de la cóclea que viaja a través de las estructuras del oído medio recorriendo el camino inverso a la conducción del sonido normal, haciendo vibrar la membrana timpánica y pudiendo registrarse en el oído externo con un micrófono.

Teniendo en cuenta si es necesario o no la aplicación de un estímulo para obtenerlas, las EOA se pueden clasificar en EOA espontáneas y EOA provocadas. Las EOA espontáneas se generan producto de los mecanismos normales de la cóclea, pudiendo ser la expresión subclínica de trastornos neurosensoriales, neuromecánicos o bioquímicos. Las EOA espontáneas están presentes en el 50-60% de los oídos normales, pudiendo estar ausentes en el 50% de los sujetos normales por lo que no se recomienda su uso como método de pesquijaje.

Las EOA provocadas pueden ser detectadas en el 98% de los oídos normales tras la aplicación de un estímulo, y están ausentes cuando la pérdida supera los 20-40 dB (44, 45). Las EOA provocadas pueden clasificarse en:

1. **EOA transientes (EOAT):** Se generan por estímulos de corta duración como el clic o los tonos breves. Son las más utilizadas en la práctica clínica (Figura 1).
2. **EOA por productos de distorsión (EOAPD):** Son respuestas tonales a dos tonos puros presentados simultáneamente con frecuencias diferentes (f_1 y f_2). Al ser evocadas por estímulos frecuencia específicos existe la tendencia a usarlos para predecir la sensibilidad auditiva frecuencia específica. Aunque esto no es perfecto si existe una buena correspondencia entre el audiograma a tonos puros y la amplitud de las EOAPD, al menos para las altas frecuencias.
3. **EOA por estímulos de frecuencia específicas (EOAF):** Cuando se usa un simple tono de estimulación.

El empleo de las EOA provocadas como método de pesquijaje reporta numerosas ventajas:

1. Las EOA están presentes en recién nacidos prematuros y a término (sin patologías de oído medio).
2. En recién nacidos y niños la amplitud de las EOA es muy grande (10 dB más grande que en los adultos) (46).
3. Las EOA se obtienen fácilmente a partir de las 48 horas de nacido.

4. Son bien conocidos los efectos que sobre la respuesta tienen factores como maduración, trastornos auditivos y estado de vigilia del sujeto.
5. La detección de las EOA es automática, lo cual elimina el sesgo del observador, pudiendo realizarse la prueba por personal no calificado.
6. La prueba no es invasiva, ni requiere preparación especial ni colocación de electrodos.
7. La prueba completa tiene una media de duración de 7,2 minutos (5,8-12,5 minutos) en ambientes con ruido controlado (44), y de 16,6 minutos (7-45 minutos) en condiciones de ruido hospitalario.
8. Brindan información acerca de un amplio espectro de frecuencias, a diferencia de los PEATC a clic.

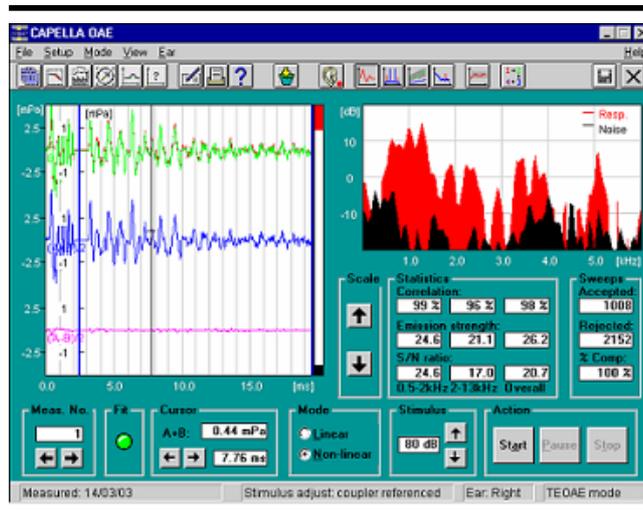


Figura 1: Pantalla de un equipo de EOA. Registro de EOAT normales. Dos medidas independientes son superpuestas para confirmar la reproductibilidad (A y B). El análisis espectral de la respuesta (recuadro superior derecho) muestra la energía de las dos respuestas independientes A y B (rojo) y el espectro del ruido (negro) obtenido por sustracción de las dos respuestas independientes A y B. Nótese que la respuesta (región roja del espectro) está claramente por encima del ruido (parte negra del espectro). En la práctica se acepta como positivo de presencia de EOA una respuesta de 3-6 dB por encima del ruido de fondo con índice de correlación por encima de 50-60%.

A pesar de todas estas ventajas también se reportan algunas limitaciones de esta técnica cuando se emplea en el contexto de un programa de pesquijaje:

1. Para su obtención se requieren bajos niveles de ruido ambiental.
2. En recién nacidos con hipoxia o infección puede observarse una disminución de la amplitud de las EOA.
3. Las EOA son muy sensibles a la obstrucción del conducto auditivo externo o a la presencia de líquido en oído medio, por lo que trastornos conductivos temporales pueden hacerlas fallar, a pesar de existir una audición normal.

4. No pueden utilizarse para determinar el grado, ni la naturaleza de la pérdida auditiva ya que las EOA están abolidas siempre que la pérdida supera los 50 dB nHL.
5. Las EOA son normales en niños con pérdidas auditivas retrococleares, y en niños con trastornos funcionales de la vía auditiva (45) reportándose falsos negativos en la neuropatía auditiva (47), por lo que para un pesquisaje universal necesitan usarse conjuntamente con los PEATC a clic (48).
6. Se reportan elevadas cifras de falsos positivos cuando la prueba se hace en las primeras 24 horas de nacido, lo cual conlleva a la necesidad de una segunda prueba a un gran número de niños, lo que eleva el costo del pesquisaje y produce gran ansiedad en los padres (49).

Con las EOAT se reporta una sensibilidad de 76% y una especificidad de 86% (50), otros autores reportan una sensibilidad de 50% y una especificidad de 52% (51). En un programa de pesquisaje universal con EOAT se reporta una sensibilidad superior al 90% para el diagnóstico de las pérdidas auditivas permanentes periféricas, mientras que la especificidad de un programa de pesquisaje universal en el que las EOA se realizan 2 veces es superior al 99% (52).

Por su parte, Vohr reporta una sensibilidad de 95% y una especificidad de 89,9% con un valor predictivo positivo (VPP) del 2% y un valor predictivo negativo (VPN) del 99,9% en una primera prueba de pesquisaje, mientras que en el confirmatorio reporta una sensibilidad de 95%, una especificidad de 87%, un valor predictivo positivo del 16% y un valor predictivo negativo del 99,9% (53).

En un estudio más reciente se reporta una sensibilidad del 90,9% y una especificidad del 91,1% (54).

Por todo lo anterior consideramos que constituye un error decirle a un padre que su hijo tiene una pérdida auditiva sólo porque haya fallado las EOA. Parece más apropiado decir que la ausencia de EOA constituye un factor de riesgo adicional para las pérdidas auditivas, más que utilizarlas como prueba definitiva de pesquisaje (55).

Potenciales Evocados Auditivos

Los potenciales evocados auditivos son fluctuaciones del voltaje en el tiempo que ocurren en respuesta a estímulos sonoros de determinadas características y que representan la activación de diferentes subpoblaciones neuronales a diferentes niveles de la vía auditiva desde la cóclea hasta la corteza.

Los potenciales evocados que tienen lugar en la vía auditiva durante los primeros 10 milisegundos tras la presentación de un estímulo fueron observados inicialmente en 1967 por dos investigadores israelíes (56). Sin embargo, no fue hasta 1970 que dos científicos estadounidenses describen por primera vez estas respuestas como resultado de registros estereotáxicos en gatos, denominándolos PEATC a clic (57).

Estos potenciales bioeléctricos se transmiten por volumen conductor a electrodos colocados en la superficie del cuero cabelludo, donde se registra en forma de una secuencia de ondas identificadas con números romanos del I al VII (Figura 2). La onda I de los PEATC a clic se genera a nivel del nervio auditivo, la II en los núcleos cocleares,

la III en la oliva superior, la IV en el núcleo ventral del lemnisco lateral y la onda V en el colículo inferior. Las ondas VI y VII proceden de la actividad del cuerpo geniculado medial y de las radiaciones acústicas (tálamo corticales) respectivamente.

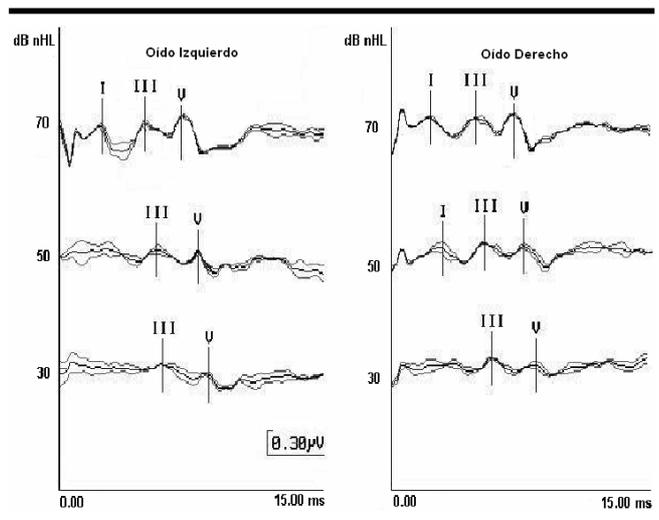


Figura 2: Registro de un PEATC a clic normal. La figura muestra el registro del PEATC a clic a 70, 50 y 30 dB nHL de un sujeto normoyente. Umbral electrofisiológico en 30 dB nHL en ambos oídos.

En 1979, Galambos comienza a usar los PEATC a clic para el pesquisaje del déficit auditivo por factores de riesgo, desde entonces numerosos trabajos han demostrado que el PEATC a clic constituye un método muy útil para el pesquisaje (8, 9, 16).

El estímulo acústico empleado con más frecuencia para la obtención del PEATC es un clic o chasquido que se produce al aplicar a un audífono un pulso de voltaje de muy poca duración (menos de 200 ms), que tiene la forma de un pulso rectangular. La energía acústica espectral de este tipo de estímulo se distribuye en forma aproximadamente plana con un límite superior de frecuencia que corresponde al recíproco de la duración del pulso cuadrado que lo produjo. Sin embargo, el clic, no es frecuencia específico, conteniendo un amplio espectro de energía. Esto ocasiona que la respuesta cerebral provocada por un clic, si bien corresponde con una amplia activación de toda la membrana basilar, se deriva fundamentalmente de la región basal de la cóclea, donde solo se codifican las altas frecuencias. De esta manera quedaría limitada la representación de la audición de un sujeto a un solo punto del audiograma entre los 2 y los 4 KHz (23), constituyendo un instrumento electroaudiométrico útil para detectar sujetos con déficit auditivo, los cuales en su mayoría tienen afectación en la región de las altas frecuencias. Pero no permite una exploración detallada por frecuencias.

Las ventajas de este tipo de registro derivan de su alta replicabilidad intra e interindividual, la relativa facilidad con que se obtiene y la elevada estabilidad de la respuesta durante el sueño, la sedación y la anestesia. Así mismo factores dependientes de la atención y el estado psicológico del sujeto no parecen afectar los parámetros de los

PEATC a clic. Además, la respuesta es identificable desde el nacimiento y es posible caracterizar en forma precisa las variaciones que ocurren con la maduración.

Se ha demostrado además que el umbral electrofisiológico (UE) con los PEATC a clic predice el umbral conductual (UC) con una diferencia de 10-15 dB HL, para las frecuencias de 1-4 KHz (8). Otra de las ventajas de los PEATC a clic es que permite el diagnóstico de la neuropatía auditiva (58), aunque requiere la confirmación de la enfermedad con las EOA (48).

Con los PEATC a clic se reportan valores de sensibilidad y especificidad que varían desde un 80-100% hasta un 88-98%, respectivamente (8, 9, 16, 30).

A pesar de todas estas ventajas, existen algunas limitaciones al emplear los PEATC a clic como método de pesquisaje, ya que para la colocación de los electrodos, la realización de la prueba y su posterior interpretación se requiere personal entrenado lo cual eleva considerablemente el costo del pesquisaje, y prolonga a veces hasta 1 hora el tiempo que demora la prueba. Además los resultados se analizan por inspección visual del registro lo cual conduce a errores del observador.

Con el objetivo de solucionar algunas de las limitaciones de los PEATC a clic, se desarrollaron los PEATC automatizados. Estudios que comparan los PEATC a clic automatizados con los no automatizados demuestran que ambos son eficientes para el diagnóstico de la hipoacusia (19). Numerosos autores han utilizado los PEATC automatizados para el pesquisaje del déficit auditivo (13, 17-21).

La técnica de los PEATC automatizados permite la detección automática de la señal, no siendo necesaria su interpretación por profesionales, evitando así el sesgo del observador y reduciendo el costo del pesquisaje, además es posible obtener la respuesta en medios ruidosos como los de las Unidades de Terapia. Empleando los PEATC automatizados para el pesquisaje varios autores reportan una sensibilidad del 100% (18, 19) y una especificidad del 97-98% (18), 96% (19).

La duración promedio de la colocación de los electrodos es de 12,5 minutos (8,4-21 minutos), mientras que la duración de la prueba es de 1,5 minutos (0,4-9,8 minutos) (44), otros autores reportan una media de duración de toda la prueba de 19 minutos, incluyendo el tiempo que demora la colocación de los electrodos (59) o sea que la obtención de los PEATC automatizados demora menos tiempo que la obtención de los PEATC no automatizados, pero se demora más tiempo que el registro de las EOA. Otra de las desventajas de esta técnica es el elevado costo de los equipos, lo cual encarece considerablemente el costo del pesquisaje.

Sin embargo, a pesar de que la eficiencia de los PEATC (automatizado o no) ha sido probada, ambas técnicas tienen importantes desventajas que limitan su uso.

Una de las desventajas es que son poco útiles para diferenciar las pérdidas auditivas severas de las profundas (60, 61). Otra de las limitaciones viene dada por el hecho de que no permiten explorar la audición en todas las regiones de frecuencia de la cóclea, por lo que no permiten la identificación de los niños con pérdidas auditivas a predominio de las graves, ni permiten la caracterización de la audición residual en toda la gama de frecuencias

audibles. Considerando que la mayor parte de las hipoacusias neurosensoriales severas o profundas conservan restos auditivos en frecuencias graves, en ocasiones útiles para la comunicación mediante la amplificación adecuada (60), se admite que esta técnica es insuficiente para detectar restos auditivos cuando la pérdida se acentúa en las agudas.

En la actualidad ha surgido una nueva tecnología que permite la combinación de la metodología de las EOA y de los PEATC automatizados en un solo equipo, permitiendo la detección rápida de ambas respuestas (62, 63). Este equipo permite la realización de dos pruebas seguidas de pesquisaje, reduciendo los falsos positivos y permitiendo el diagnóstico de las formas más inusuales de hipoacusia (neuropatía auditiva).

Teniendo en cuenta las limitaciones que tiene la técnica de los PEATC se han desarrollado nuevas modalidades de estímulo que permiten la determinación de umbrales específicamente por frecuencias. En este sentido se ha desarrollado la técnica de potenciales evocados auditivos transientes usando tonos breves, la cual ha permitido la determinación del audiograma con bastante exactitud (64), se han usado además los estímulos tonales breves con ruido enmascarante y la técnica de respuestas derivadas. Sin embargo, su introducción en la práctica clínica es muy limitada, debido a la enorme complejidad metodológica que estos métodos implican y a la gran cantidad de tiempo que precisan.

En los últimos años han surgido los Potenciales Evocados Auditivos de estado estable (PEAee) como un nuevo método objetivo de evaluación de la audición de manera frecuencia específica. Las respuestas de estado estable son obtenidas por estímulos que ocurren con una frecuencia lo suficientemente rápida, de manera que la respuesta provocada por un estímulo, se superpone a la del estímulo precedente. Esta superposición causa una respuesta periódica que se alcanza a una determinada frecuencia de estimulación. Debido a las características de periodicidad de los PEAee, estos pueden ser fácilmente analizados en el dominio de la frecuencia utilizando la transformada rápida de Fourier (FFT, siglas en idioma inglés) y es susceptible a ser detectado cuantitativamente mediante el empleo de diferentes indicadores estadísticos.

Con fines audiométricos, las técnicas de estado estable tienen algunas ventajas sobre los potenciales evocados transientes:

1. Las mediciones de las respuestas de estado estable son simples (la amplitud y la fase de la respuesta a una determinada frecuencia de estimulación).
2. Existen claros procedimientos estadísticos para determinar la presencia de respuesta. Lo cual hace que la técnica sea doblemente objetiva.
3. Las respuestas de estado estable permiten el uso de estímulos de estado estable tales como tonos continuos con una amplitud modulada sinusoidalmente (65). Estos estímulos tienen un contenido espectral más circunscrito con un primer pico a nivel de la frecuencia portadora, otro a la frecuencia portadoras más la frecuencia de modulación, y un tercero a la frecuencia portadora menos la frecuencia de modulación (65). Estas características de los tonos modulados los con-

vierten en estímulos más específicos en frecuencia que los chasquidos y los estímulos tonales breves, siendo además similares a los que se emplean en audiometría convencional.

El típico ejemplo de una respuesta auditiva de estado estable es la respuesta a 40 Hz, la cual se origina por superposición de la respuesta transiente de media latencia. Los potenciales evocados auditivos de latencia media tienen picos que están separados por intervalos de alrededor de 25 ms. Si se presenta el estímulo acústico a una frecuencia igual al recíproco de este intervalo (40 Hz), los picos del potencial evocado auditivo a un estímulo caerán sobre los picos obtenidos de los estímulos precedentes, originándose una señal electrofisiológica periódica (65).

Desafortunadamente esta respuesta no es clara en niños pequeños, probablemente debido a que la corteza auditiva y sus conexiones no están completamente desarrolladas; y a que la misma es atenuada durante el sueño y la sedación (65). Estas características han limitado su utilidad para la evaluación audiométrica a edades tempranas.

Si se utilizan frecuencias de estimulación más rápidas entre 70 y 110 Hz, los PEAAe se originan por superposición de los potenciales de corta latencia (potenciales de tronco cerebral), los cuales pueden ser recogidos en niños pequeños durmiendo (65-67).

Se plantea que de los componentes del PEATC a clic, la onda v (vertex positiva) con una latencia de 5-6 ms seguida de la negatividad lenta (SN10) con un pico entre los 10-12 ms, son las que más contribuyen a la generación de los PEAAe entre 70-110 Hz (65). Asimismo se ha reportado que otras poblaciones neurales a niveles altos del tronco cerebral pudieran ser activadas específicamente por estímulos acústicos oscilatorios como los tonos modulados, contribuyendo también a la generación de los PEAAe (68).

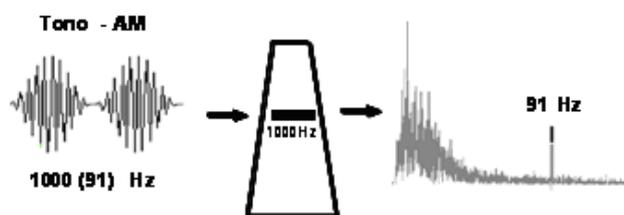


Figura 3: Se muestra un tono continuo (de 1000 Hz) modulado en amplitud (a una frecuencia de 91 Hz) el cual hace vibrar una región específica de la membrana basilar, activando a una determinada población de células ciliadas de la cóclea. La respuesta generada de esta manera puede detectarse como un pico espectral a la frecuencia de modulación.

Otra ventaja importante de los PEAAe es que pueden utilizarse estímulos acústicos complejos compuestos por una mezcla de varios tonos modulados los cuales se presentan de forma simultánea por uno o ambos oídos. Esta variante conocida como PEAAe a MF permite reducir considera-

blemente el tiempo de evaluación electroaudiométrica sin una pérdida apreciable de la exactitud diagnóstica.

La técnica de múltiples frecuencias se basa en las propiedades de rectificación del oído interno, de manera que la respuesta generada por un tono continuo modulado en amplitud puede detectarse como un pico espectral a la frecuencia de modulación (Figura 3). Si en lugar de utilizar un solo tono modulado, se estimula con una señal acústica más compleja, formada por múltiples tonos modulados en amplitud, cada frecuencia portadora estimula una región diferente de la membrana basilar, activando así a diferentes grupos de células ciliadas (Figura 4). De esta forma los tonos modulados son rectificados en el oído interno de manera independiente y la respuesta generada quedaría representada como una serie de picos en el espectro (uno a cada uno de las frecuencias de modulación utilizadas) (23).

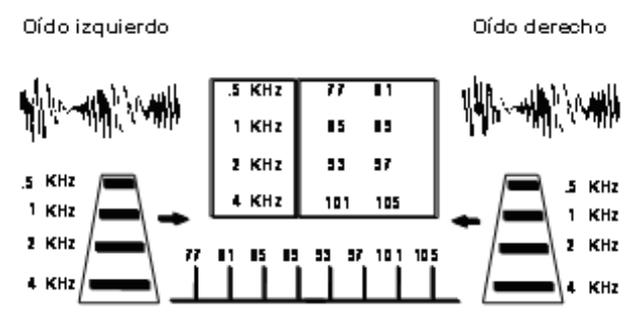


Figura 4: Se esquematiza el procedimiento para obtener un PEAAe a MF. El estímulo acústico se genera al mezclar 4 tonos continuos de 0.5, 1, 2, y 4 KHz modulados en amplitud a diferentes frecuencias (entre 70-110 Hz) y mezclados como un estímulo simple por cada oído. En el PEAAe provocado por este tipo de estímulo (una vez transformado mediante la FFT) aparecen 8 componentes espectrales (uno para cada una de las frecuencias de modulación utilizadas). Cada pico señala la respuesta de frecuencia correspondiente al tono portador modulado a dicha frecuencia.

Existen numerosos estudios que demuestran la utilidad de esta técnica en la reconstrucción de la configuración audiométrica (0,5 KHz a 4 KHz) tanto en sujetos con audición normal como en hipoacúsicos (23-30), lo cual constituye una importante ventaja sobre los PEATC a clic. Otra de las ventajas de los PEAAe a MF en el contexto de un programa de pesquiasaje es que permiten revelar la presencia de restos de audición en niños con pérdidas auditivas severas-profundas que no presentaban respuesta en los PEATC a clic (26, 60). Los PEAAe a MF permiten, además, el diagnóstico de las pérdidas auditivas a predominio de las frecuencias graves y medias, a diferencia de los métodos electrofisiológicos anteriormente expuestos.

Por otra parte las respuestas de estado estable resultan fácilmente automatizables en comparación con las respuestas complejas que se obtienen con los PEATC a clic.

A pesar de las ventajas anteriormente descritas, el tiempo que demora la realización del estudio resulta un aspecto fundamental a tener en cuenta al emplear los

PEAee a MF para el pesquisaje auditivo. De manera general el registro de los PEAee a MF consume más tiempo que el registro de los PEATC a clic y de las EOA. Algunos estudios reportan una duración promedio de toda la prueba de 43 minutos al explorar 4 frecuencias portadoras (0,5, 1, 2 y 4 KHz) de manera monoaural (69). Por otra parte, otros autores que emplean la estimulación binaural para obtener la configuración audiométrica reportan valores medios de 21 minutos de duración (25), sin embargo en este trabajo no se tiene en cuenta el tiempo que demora la colocación de los electrodos. Por otra parte, autores australianos reportan apenas 3 minutos de promediación por cada una de las frecuencias exploradas (28).

Sin embargo, esta desventaja de los PEAee a MF puede ser fácilmente resuelta mejorando la relación señal ruido. Esto pudiera lograrse incrementando la amplitud de la respuesta (mientras se mantenga la especificidad de frecuencia) por medio de un estímulo acústico más eficaz que utilice, por ejemplo, una envolvente exponencial (70). Otra manera de mejorar la relación señal ruido sería mediante el empleo de nuevas técnicas que reduzcan la influencia del ruido, como son nuevos métodos de rechazo de artefactos y nuevos métodos de promediación (71).

Un estudio reciente, reporta un 100 % de sensibilidad y un 92,3 % de especificidad cuando se emplea esta técnica en un programa de pesquisaje temprano de pérdidas auditivas en niños con factores de riesgo (30). El hecho de que los PEAee a MF muestren una alta efectividad diagnóstica, comparable con la reportada para los PEATC a clic que son ya una técnica establecida en la práctica y ampliamente utilizada sustenta su posible valor como método de pesquisaje.

Conclusiones

En la actualidad existen protocolos de pesquisaje temprano del déficit auditivo que utilizan metodologías altamente confiables como son las EOA y los PEATC a clic. Sin embargo estos métodos presentan aún algunas limitaciones que de resolverse pudieran ayudar a la identificación de una mayor cantidad de casos. Los PEAee a MF representan un método específico en frecuencia que permite la evaluación objetiva de la vía auditiva con una eficiencia diagnóstica equivalente a la de los PEATC a clic. Esto unido a su valor potencial en la identificación de trastornos a predominio de frecuencias graves y medias, sugiere que esta nueva metodología, una vez perfeccionada, pudiera ser una alternativa válida para los protocolos de pesquisaje auditivo.

Bibliografía

1. **Curnock DA.** (1993). Identifying hearing impairment in infants and young children. *BMJ*, 307: 1225-1226.
2. **Prieve B, Dalzell L, Berg A, Bradley M, Cacaee A, Campbell D, et al.** (2000). The New York State universal newborn hearing screening demonstration project: Outpatient outcomes measures. *Ear Hear*, 21: 104-117.
3. **Yoshinaga-Itano C, Sedey AL.** (2000). Early speech development in children who are deaf or hard-of-hearing: Interrelationships with language and hearing. In Yoshinaga-Itano C, Sedey AL editors. *Language, speech and social-emotional development of children who are deaf and hard-of-hearing: The early years*, The Volta Review, 100: 181-211.
4. **Yoshinaga-Itano C.** (2003). Early intervention after universal neonatal hearing screening: impact on outcomes. *Mental Retardation and Developmental Disabilities Research Review*, 9: 252-266.
5. **Moeller MP.** (2000). Early intervention and language development in children who are deaf and hard of hearing. *Pediatrics*, 106: E43.
6. **Morlet T, Ferber-Viart C, Putet G, Sevin F, Duclaux R.** (1998). Auditory screening in high-risk preterm and full-term neonates using transient evoked otoacoustic emissions and brainstem auditory evoked potentials. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 45: 31-40.
7. **Davis A, Bamford J, Wilson I, Ramkalawan T, Forshaw M, Wright S.** (1997). A critical review of the role of neonatal hearing screening in the detection of congenital hearing impairment. *Health Technol Assessment*, 1(10).
8. **Hyde ML, Riko K, Malizia K.** (1990). Audiometric accuracy of the click ABR in infants at risk for hearing loss. *J Am Acad Audiol*, 1: 59-66.
9. **Mason S, Davis A, Wood S.** (1998). Field sensitivity of targeted neonatal hearing screening using the Nottingham ABR screener. *Ear Hear*, 19: 91-102.
10. **Morales C, González de Aledo A, Bonilla C, Mazón A, Santiuste FJ, Barrasa J, et al.** (2003). Programa de detección precoz de la hipoacusia en neonatos en Cantabria. Resultados del primer año de funcionamiento. *Acta Otorrinolaringol Esp*, 54: 475-82.
11. **Martinez R, Beneito JI, Condado MA, Morais D, Fernandez Calvo JL.** (2003). Results of one year's application of a universal protocol for the early detection of hearing loss in neonates. *Acta Otorrinolaringol Esp*, 54 (5): 309-15.
12. **Keren R, Helfand M, Homer C, McPhillips H and Lieu TA.** (2002). Projected cost-effectiveness of statewide universal newborn hearing screening. *Pediatrics*, 110: 855-64.
13. **Clements CJ, Davis SA, Bailey AR.** (2000). The false-positive in universal newborn hearing screening. *Pediatrics*, 106 (1): 1-9.

- 14. Clements JC, Davis SA.** (2001). Minimizing false-positive in universal newborn hearing screening: a simple solution. *Pediatrics*, 107(3): 1-3.
- 15. Mason JA, Herrmann KR.** (1998). Universal infant hearing screening by automated auditory brainstem response measurement. *Pediatrics*, 101: 221-228.
- 16. Norton SJ, Gorga MP, Widen JE.** (2000). Identification of neonatal hearing impairment: a multicenter investigation. *Ear Hear*, 21: 348-356.
- 17. Iwasaki S, Hayashi Y, Seki A, Nagura M, Hashimoto Y, Oshima G, Hocino T.** (2003). A model of two-stage newborn hearing screening with automated auditory brainstem response. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 67(10): 1099-1014.
- 18. Herrman BS, Thornton AR, Joseph JM.** (1995). Automated infants hearing screening using the ABR: development and validation. *Am J Audiol*, 4: 6- 14.
- 19. Jacobson JT, Jacobson CA, Spahr RC.** (1990). Automated and conventional ABR screening techniques in high-risk infants. *J Am Acad Audiol*, 1: 187-195.
- 20. Dort JC, Tobolski C, Brown D.** (2000). Screening strategies for neonatal hearing loss: Which test is best? *J Otolaryngol*, 29: 206-210.
- 21. Sininger YS, Cone-Wesson B, Folsom RC, Gorga MP, Vohr BR, Widen JE, Ekelid M, Norton SJ.** (2000). Identification of neonatal hearing impairment: auditory brain stem responses in the perinatal period. *Ear Hear*, 21: 383-399.
- 22. Hayes D.** (2003). Screening methods: Current status. *Mental Retardation and Developmental Disabilities Research Reviews*, 9: 65-72.
- 23. Savío G, Pérez-Abalo MC, Valdéz JL, et al.** (1997). Potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias: Una nueva alternativa para evaluar la audición en forma objetiva. *Acta de ORL y CCC*, 25: 87-97.
- 24. Savio G, Cardenas J, Perez Abalo MC, Gonzalez A, Valdes J.** (2001). The low and high frequency auditory steady state responses mature at different rates. *Audiol Neurootol*, 6: 279-287.
- 25. Perez-Abalo MC, Savio G, Torres A, Martin V, Rodriguez E, Galan L.** (2001). Steady state responses to multiple amplitude modulated tones: An optimized method to test frequency specific thresholds in hearing impaired children and normal subjects. *Ear Hear*, 22: 200 – 211.
- 26. Rance G, Rickards F.** (2002). Prediction of hearing threshold in infants using auditory steady-state evoked potentials *J Am Acad Audiol*, 13: 236-245.
- 27. Cone-Wesson B, Dowell R, Tomlin D, Rance G, Ming WJ.** (2002). The auditory steady state response: Comparisons with the auditory brainstem response. *J Am Acad Audiol*, 13: 173-187.
- 28. Cone-Wesson B, Parker J, Swiderski N, Rickards F.** (2002). The auditory steady-state response: full-term and premature neonates. *J Am Acad Audiol*, 13: 260-269.
- 29. Cone-Wesson B, Rickards F, Poulis C, Parker J, Tan L, Pollard J.** (2002). The auditory steady-state response: Clinical observations and applications in infants and children. *J Am Acad Audiol*, 13: 270-282.
- 30. Savío G, Perez-Abalo MC, Gaya JA, Hernández O, Mijares E.** (2006). Test accuracy and prognostic validity of multiple auditory steady state responses for target hearing screening. *Int J Audiol*. 45: 109-120.
- 31. Harrison M, Roush J.** (1996). Age suspicion, identification of infants and young children with hearing loss: a national study. *Ear Hear*, 17: 55-62.
- 32. Arehart KH, Yoshinaga-Itano C, Thomson V, Gabbard SA, Stredler Brown A.** (1998). State of the states: the status of universal newborn screening, assessment, and intervention system in 16 states. *Am J Audiol*, 7: 101- 114.
- 33. Ewing IR, Ewing AWG.** (1944). The ascertainment of deafness in infancy and early childhood. *J Laryngol Otol*, 59: 309-338.
- 34. Downs MP, Hemenway WG.** (1969). Report on the hearing screening of 17, 000 neonates. *Int Audiol*, 8: 72-76.
- 35. Feinmesser M, Tell L.** (1976). Neonatal screening for detecting deafness. *Arch Otolaryngol*, 102: 297-299.
- 36. Hirasing RA, Dijk C van, Wagenaar-Fisher M, Verveen-Keuning I van, Kiens J.** (1991). Hearing screening in Well Baby Clinics in the Netherlands. *Nederlandse vereniging voor Jeugdgezondheidszorg, NVJG, Utrecht.*
- 37. Simmons BF, Russ FN.** (1974). Automated newborn hearing screening, the crib-o-gram. *Arch Otolaryngol*, 100: 1-7.
- 38. Prager DA, Stone DA, Rose DN.** (1987). Hearing loss screening in the neonatal intensive care unit:

auditory brain stem response versus Crib-O-Gram; a cost effectiveness analysis. *Ear Hear*, 8:213-216.

39. Bennett MJ, Lawrence RJ. (1980). Trials with the Auditory Response Cradle. II- The neonatal respiratory response to an auditory stimulus. *Br J Audiol*, 14: 1-6.

40. Tucker SM, Bhattacharya J. (1992). Screening hearing impairment in the newborn using the auditory response cradle. *Arch Dis Child*, 67: 911-919.

41. Davis A, Wharrad HJ, Sancho J, Marshall D. (1991). Early detection of hearing impairment: what role is there for behavioural methods in the neonatal period? *Acta Otolaryngol (Suppl)*, 482: 1003-109.

42. Davis A, Baamford J, Stevens J. (2001). Performance of neonatal and hearing screens, sensitivity and specificity. *Br J Audiol*, 35 (1): 3-17.

43. Kemp Kemp DT. (1978). Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *J Acoust Soc Am*, 64: 1386-91.

44. Kennedy CR, Kimm L, Caferelli Dees D, Evans PIP, Hunter M, Lenton S, Thornton RD. (1991). Otoacoustic emissions and auditory brainstem responses in the newborn. *Arch Dis Child*, 66: 1124-1129.

45. Martin WH, Schwegler JW, Glesson AL, Young-Bing Shi. (1994). New technique of hearing assessment. *Otolaryngol Clin North Am*, 27: 487-510.

46. Prieve BA, Fitzgerald TS, Schulte LE. (1997). Basic characteristics of click-evoked otoacoustic emissions in infants and children. *J Acoust Soc Am*, 102: 2860-2870.

47. Sininger YS. (2002). Auditory neuropathy in infants and children: Implications for early hearing detection and intervention programs. Paper presented at NHS 2002: Second International Conference on Newborn Hearing Screening, Diagnosis, and Intervention. Como, Italy, May.

48. Rance G, Beer DE, Cone-Wesson B, Shepherd RK, Dowell RC, King A, Rickards FW, Clark GM. (1999). Clinical findings for a group of infants and young children with auditory neuropathy. *Ear Hear*, 20: 238-252.

49. Vohr BR, Letourneau KS, McDermott C. (2001). Maternal worry about neonatal hearing screening. *J Perinatol*, 21: 15-20.

50. Stevens JC, Webb HD, Hutchinson J, Connell J, Smith MF, Buffin JT. (1990). Click evoked oto-

acoustic emissions in neonatal screening. *Ear Hear*, 11: 128-133.

51. Jacobson JT, Jacobson CA. (1994). The effects of noise in transient EOA newborn hearing screening. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 29: 235-248.

52. Watkin PM. (1999). Controlling the quality of universal neonatal hearing screens. *Public Health*, 113: 171-176.

53. Vohr BR, Carty LM, Moore PE, et al. (1998). The Rhode Island hearing assessment program: Experience with statewide hearing screening (1993-1996). *Pediatrics*, 133: 353-357.

54. Apolstolopoulos NK, Psarommatis IM, Tsakanikos MD, Dellagrammatikas HD, Douniadakis DE. (1999). Otoacoustic emissions-based hearing screening of a Greek NICU population. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 47: 41-48.

55. Oudesluys-Murphy AM, van Straaten HL, Bholasingh R, van Zanten GA. (1996). Neonatal hearing screening. *Eur J Pediatr*, 155: 429-435.

56. Sohmer H, Feinmesser M. (1967). Cochlear action potentials recorded from the external ear in man. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 76: 427-436.

57. Jewett DI, Willinston JS. (1971). Auditory-evoked far fields averaged from the scalp of humans. *Brain*, 94: 681-96.

58. Joint Committee on Infant Hearing: year 2000. (2000). Position Statement: Principles and Guidelines for Early Hearing Detection and Intervention Programs. *Pediatrics*, 106 (4): 798-816.

59. Oudesluys- Murphy AM, Bholasingh R. (1994). Neonatal hearing screening with an automated infant ABR screener. Presented at the VI th International Congress of Pediatric Otorhinolaryngology. Rotterdam. 29 May-1 June.

60. Rance G, Dowell RC, Rickards FW, Beer DE, Clark GM. (1998). Steady state evoked potential and behavioral hearing thresholds in a group of children with absent click evoked auditory brain stem response. *Ear Hear*, 19: 48-61.

61. Schoohoven R, Lamoré PJJ, de Laat JAPM, Grote J. (2000). Long-term audiometric follow-up of click-evoked auditory brainstem response in hearing-impaired infants. *Audiology*, 39: 135-145.

62. Giebel A. (2002). Automated two-step newborn hearing screening with a combined TEOAE/ABR handheld device. Paper presented at NHS 2002: Second International Conference on Newborn Hearing Screening, Screening, Diagnosis and Interven-

64. Stapells DR. (2000). Frequency specific evoked potential audiometry in infants. A sound foundation through early amplification. Proceedings of an international conference. October, Chicago, Illinois, 13-31.

65. Lins OG, Picton TW. (1995). Auditory steady state responses to multiple simultaneous stimuli. *Electroenceph Clin Neurophysiol*, 96: 420-32.

66. Aoyagi M, Kiren T, Kim Y, Suzuky Y, Fuse T, Koike Y. (1993). Optimal modulation frequency for amplitude modulation following response in young children during sleep. *Hear Res*, 65: 253-261.

67. Levi EC, Folsom RC, Dobie RA. (1993). Amplitude-modulation following response (AMFR): effects of modulation rate, carrier frequency, age, and state. *Hear Res*, 68: 42-52.

68. Pérez-Abalo MC, Torres A, Savío G, Eimil E. (2003). Los potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias y su valor en la evaluación objetiva de la audición. *Auditio*, 2: 42-50.

69. Martínez Beneito P, Morant VA, Pitchard RMI, García CFJ, Marco AJ. (2002). Steady state multi-frequency auditory evoked potentials as a technique to determine hearing threshold. *Acta Otorrinolaringol Esp*, 53: 707-17.

70. John MS, Dimitrijevic A, Picton TW. (2002). Auditory steady state responses to exponential modulation envelopes. *Ear Hear*, 23: 106-117.

71. John MS, Dimitrijevic A, Picton TW. (2001). Weighted averaging of steady state responses. *Clin Neurophysiol*, 112: 555-562.

Recibido el 27 de Enero del 2006.

Aceptado el 01 de Marzo del 2006.

Publicado (on-line) 1 de Agosto del 2006.

<http://www.auditio.com/revista>

Contacto con el autor: Eleina Mijares Nodarse
Departamento de Fonoaudiología. Centro de Neurociencias de Cuba. Avenida 25 No. 15202 esquina 158. Municipio Playa. Ciudad de la Habana, Cuba. CP 11600. Teléfono (537) 2084461. Fax (537) 208 67 07. E- mail: eleina.mijares@cneuro.edu.cu

Para citar este artículo:

E. Mijares Nodarse, M.C. Pérez Abalo y G. Savío López. Métodos de pesquisaje de las pérdidas auditivas a edades tempranas[en línea]. *Auditio: Revista electrónica de audiología*. 1 Agosto 2006, vol. 3(1), pp. 9-18 <<http://auditio.com/revista/pdf/vol3/1/030103.pdf>>