



Los potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias y su valor en la evaluación objetiva de la audición

Maria Cecilia Pérez Abalo

Alejandro Torres Fortuny

Guillermo Savio López

E. Eimil Suarez

Centro de Neurociencias de Cuba. La Habana. Cuba.

Resumen

Uno de los principales objetivos en la realización de un examen electroaudiométrico es la obtención de una evaluación frecuencia específico de los umbrales de audibilidad. En las últimas décadas han sido propuestas múltiples técnicas basadas en el registro de los Potenciales Evocados Auditivos (PEA). Los mismos no son afectados por la sedación ni el sueño y pueden ser detectados a intensidades de estimulación muy cercanas al umbral de audibilidad. Las ventajas antes mencionadas lo han convertido en una útil herramienta para la evaluación objetiva de la audición. No obstante, esta técnica tiene ciertas limitaciones desde el punto de vista electroaudiométrico, debido principalmente a la falta de frecuencia especificada de dicha respuesta.

Los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAee) por estímulos tonales aislados y a frecuencias de estimulación entre 75 y 110 Hz han sido propuestos como una alternativa válida para la realización de una audiometría frecuencia específica. Este tipo de respuesta representa la descarga sincrónica de las neuronas del tronco cerebral, las cuales siguen la frecuencia de modulación del estímulo que les da origen.

Múltiples han sido los autores que en los últimos años y usando este tipo de respuesta han obtenido estimaciones confiables del umbral de audibilidad tonal, tanto en niños y adultos sanos como en sujetos hipoacúsicos. Esta técnica tiene múltiples ventajas sobre los PEA transitorios en la determinación de umbrales específicos en frecuencia: 1) Dado la periodicidad de la respuesta esta puede ser representada en el dominio de la frecuencia, minimizando por ende la complejidad de su medición, 2) El estímulo acústico empleado es más específico en frecuencia, 3) Debido a las propiedades de rectificación de la cóclea la respuesta provocada por un tono modulado en amplitud es representada como un pico espectral a la frecuencia de modulación, 4) Estos picos espectrales pueden ser detectados usando diferentes estadígrafos en el dominio de la frecuencia.

A pesar de las ventajas anteriormente descritas, la obtención de un audiograma completo mediante el uso de los PEAee provocados por estímulos tonales aislados puede requerir un gran consumo de tiempo. Más recientemente ha sido propuesta una variante optimizada de los PEAee entre 75 y 110 Hz con el empleo simultáneo de múltiples tonos modulados en amplitud. Dado el hecho que cada tono portador es modulado con una frecuencia diferente, múltiples tonos pueden ser entonces sumados, formando un tono complejo compuesto por múltiples tonos modulados en amplitud. Usando entonces como estímulo, una mezcla compuesta por tonos de 500, 1000, 2000 y 4000 Hz podemos activar y evaluar simultáneamente estas cuatro regiones de frecuencia de la cóclea. Por otra parte, estos estímulos complejos pueden ser presentados binauralmente, evaluando ambos oídos simultáneamente.

Los PEAee provocados por múltiples tonos modulados en amplitud han sido empleados con alentadores resultados en la determinación objetiva de los umbrales de audibilidad en niños y adultos, pacientes hipoacúsicos y en la detección temprana de defectos auditivos. El presente artículo resume algunos conceptos básicos, así como sus aplicaciones clínicas.

Palabras Claves: respuestas auditivas de estado estable, estimulación por frecuencia múltiple, audiometría objetiva, audiometría específica en frecuencia.

Introducción

Una de las aplicaciones clínicas más difundidas de los potenciales evocados auditivos ha sido su empleo como indicador funcional para la evaluación objetiva de la audición. Las dificultades existentes para utilizar las técnicas psicofísicas del examen audiométrico

convencional en pacientes que no cooperan, como los recién nacidos y niños pequeños, han motivado la búsqueda de métodos fisiológicos objetivos para evaluar la audición.

En las últimas décadas se han producido avances importantes en este terreno, que se conoce como electroaudiometría. Prácticamente todos los poten-

ciales evocados auditivos (PEA) han sido empleados como posibles candidatos para la evaluación objetiva de la audición. Sin embargo, han sido los potenciales transientes (PEAT) provocados por el encendido (o apagado) de estímulos acústicos breves, los de uso clínico más difundido. A su vez, dentro de estos, las

respuestas sensoriales más tempranas, de tipo exógeno, han resultado las más efectivas; ya que no se afectan por variables dependientes de la cooperación del sujeto.

Tabla 1: Ventajas y limitaciones de los distintos tipos de PEA.

PEA	Ventajas	Desventajas
EcoG	- No se afectan con la sedación ni el sueño. - Buena relación señal / ruido. - Error de estimación pequeño diferencia UE-UC=5-7 dB.	- Método invasivo. - Sólo mide función de la cóclea y el nervio auditivo. - Requiere estímulos breves, poco específicos en contenido de frecuencias
PEATC	- Evalúan la vía auditiva desde la periferia hasta colículo. - Error de estimación aceptable (UE – UC≈12 / 15 dB). - No se afectan por sedación ni el sueño. - Método más difundido y no invasivo.	- Estímulos breves, pocos específicos en frecuencias - Examen audiométrico de larga duración. - Requiere mayor experticidad y técnicas de enmascaramiento para audiometría por frecuencia.
PEALM	- Respuesta mayor amplitud y mejor relación señal/ ruido. - Permite estímulos de mayor duración (mejor frecuencia especificidad) - Error de estimación mayor (UE y UC ≈ 25 – 30 dB).	- Contaminación por artefactos miogénicos. - Se afectan por la sedación y el sueño. - Error de estimación variable en niños.
PEALL	- Estímulos de más larga duración con mejor especificidad por frecuencias. - Respuesta de gran amplitud con buena relación señal / ruido. - Evalúan la vía auditiva (llegada de la información a la corteza).	- Gran variabilidad intra e inter. individual. - Se afectan por sedación y el sueño el umbral varía en función de la atención del sujeto.

Se pudieran plantear dos objetivos fundamentales en electroaudiometría: la detección temprana de trastornos auditivos y la caracterización precisa de la audición residual. Para el primero existen en la actualidad varias técnicas fisiológicas que han demostrado en la práctica una eficiencia diagnóstica adecuada. De estas las más utilizadas son las otoemisiones acústicas (OEA) descritas por Kemp (1) y los potenciales auditivos de tronco cerebral (PEATC) descritas por Jewett (2). Muchos estudios de pesquise han reportado resultados satisfactorios empleando OEA (3) y/o PEATC (4, 5, 6, 7, 8).

Queda sin embargo por demostrar, la factibilidad de realizar una sustitución más o menos completa de las técnicas psicofísicas que se utilizan para caracterizar la audición, mediante el registro de los PEA. Esto a su vez depende en mayor o menor grado de que se cumplan algunos supuestos o requisitos ideales:

1. Si las señales electrofisiológicas o PEA fuesen claras, replicables y fáciles de identificar a intensidades cercanas al umbral de audibilidad.
2. Si los estímulos empleados para el registro de los PEA fueran óptimos, es decir si su energía acústica estuviese concentrada en una región

circunscrita de frecuencia ("frecuencia-específicos").

3. Si se cuenta con procedimientos objetivos para la detección de la respuesta.

Bajo estos supuestos la obtención de un audiograma electrofisiológico pudiera realizarse empleando estímulos de diferentes frecuencias y determinando en cada caso la menor intensidad a la cual el potencial evocado es identificable (umbral electrofisiológico). Asimismo la gama dinámica pudiera estudiarse, si se acepta que algún parámetro de la respuesta como la amplitud, o la latencia, refleja la variación de la intensidad a nivel perceptual.

Sin embargo, los supuestos ideales enunciados anteriormente con respecto a los niveles requeridos de relación señal / ruido para la identificación adecuada de la señal, la estimulación óptima, y los métodos para la detección objetiva, no siempre se cumplen en el registro de los distintos tipos de PEA. En la Tabla 1 se resumen los principales hallazgos, así como ventajas y limitaciones de los distintos tipos de PEA desde el punto de vista electroaudiométrico. Para una revisión más exhaustiva puede consultarse a Stapells y cols. (9).

Recientemente la atención se ha centrado sobre los Potenciales Auditivos de Estado Estable y específicamente aquellos que se obtienen a frecuencias de estimulación rápidas entre 70 y 110 Hz. Esta técnica ofrece una serie de ventajas desde el punto de vista audiométrico que la convierten en una alternativa diagnóstica válida para la evaluación objetiva de la audición.

PEA de estado estable

Los potenciales de estado estable son respuestas periódicas cuasi-sinusoidales, cuyas características de amplitud y fase se mantienen estables a través del tiempo (10). Este tipo de respuesta continua se genera cuando se presenta el estímulo a frecuencias de repetición lo suficientemente rápidas, como para que se superponga la respuesta o potencial evocado (PE) transiente provocada por un estímulo, con la del estímulo subsiguiente. Se han descrito potenciales de estado estable de diferentes modalidades sensoriales: visuales, somatosensoriales, auditivos, y a su vez, dentro de cada modalidad estas respuestas pueden obtenerse a diferentes frecuencias de estimulación. En los potenciales evocados auditivos de estado estable (PEAee) se ha encontrado actividad oscilatoria fundamentalmente en tres rangos de estimulación, cada una con un valor diferente desde el punto de vista audiométrico.

En el rango entre 4 y 8 Hz, el PEAee se origina por superposición de los PE auditivos de larga latencia, representando por tanto la activación más completa de la vía auditiva (11). Sin embargo, esas respuestas son muy variables inter e intra sujetos y se afectan sensiblemente por el estado de conciencia y la cooperación del sujeto. Por esta razón no han resultado muy útiles para la exploración audiométrica.

El típico ejemplo de una respuesta auditiva de estado estable es la respuesta a 40 Hz, la cual se origina por superposición del potencial evocado auditivo transiente (PEAt) de media latencia y fue descrita por Galambos y cols. (8). Como los principales picos o componentes de los potenciales evocados auditivos de media latencia (PEAML) están separados por intervalos de alrededor de 25 ms, al presentar el estímulo acústico a una frecuencia igual al recíproco de este intervalo (alrededor de los 40 Hertzios), se produce una superposición de los componentes a un estímulo con los provocados por estímulos subsiguientes. Se genera entonces una respuesta periódica robusta y de gran amplitud, que resulta fácilmente distinguible por inspección visual del registro de PEAee (11). La Figura 1 ilustra la generación del PEAee de 40 Hz.

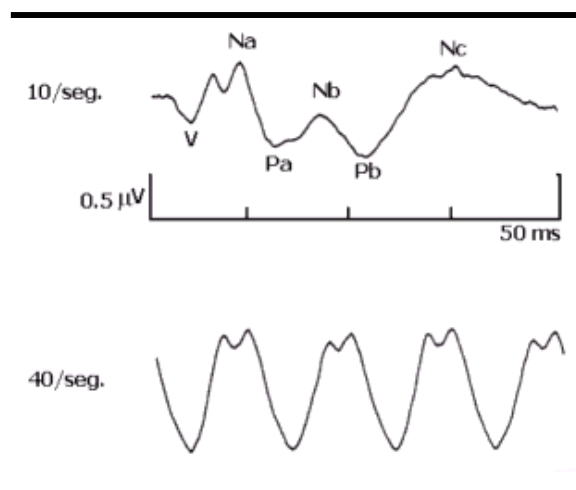


Figura 1: En la mitad superior se muestra un potencial auditivo de media latencia provocado por un tonepip de 1000 Hz (duración 2-2-2 ms) el cual se presenta a través de audífonos a una frecuencia de 10 por segundo. En la porción inferior de la figura aparece el registro de la respuesta de estado estable obtenida al presentar el estímulo acústico a una frecuencia más rápida de 40 x seg. Nótese que en la señal periódica cuasi sinusoidal que se genera (PEAee a 40 Hz) no se identifican los componentes individuales del PEALM, ya que la respuesta transiente provocada por un estímulo se superpone con las respuestas subsiguientes.

Sin embargo los PEAee de 40 Hz se afectan marcadamente por la sedación y el sueño, produciéndose una caída considerable de su amplitud y la consiguiente elevación del umbral fisiológico. Por otra parte varios autores han encontrado que esta respuesta es muy variable en lactantes y niños pequeños (9). Por esta razón la técnica de 40 Hz tiene un valor limitado para la exploración audiométrica. En contraste esta respuesta ha sido utilizada con éxito para monitorear el nivel de conciencia durante la anestesia general (13, 14).

Si se utilizan frecuencias de estimulación más rápidas entre 70 y 110 Hz, el PEAee se origina fundamentalmente por superposición de respuestas transientes de más corta latencia (potenciales de tronco cerebral). Por esta razón no son afectadas por el sueño y la sedación y pueden ser registradas consistentemente en lactantes y niños pequeños (15, 16, 17, 18, 19, 20, 21). La Figura 2 ilustra la generación del PEAee entre 70 y 110 Hz.

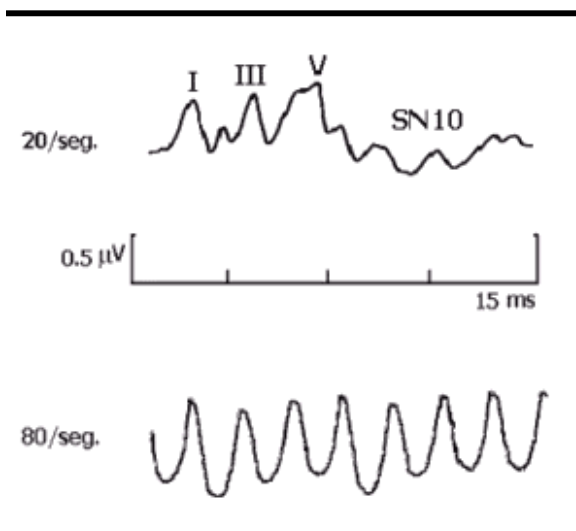


Figura 2: En la mitad superior se muestra un potencial auditivo de tronco cerebral provocado por un clic (0.1 ms) que se presenta a través de audífonos a una frecuencia de 20 por segundo. En este caso se identifican los componentes de la respuesta transiente (I III V) seguidos de una negatividad lenta. En la porción inferior de la figura se muestra el potencial de estado estable que se obtiene al presentar el estímulo acústico a una frecuencia rápida de 80 x seg. En la señal periódica cuasi sinuosidad, que se genera, se superponen principalmente el pico V del PEATC y la negatividad subsiguiente.

El PEATC esta compuesto por una serie de ondas secuenciales (picos I-VII) que ocurren en los primeros 10 ms a partir de la presentación del estímulo y se generan a lo largo de la vía auditiva desde el nervio acústico hasta el colículo inferior (22). El componente más robusto de esta respuesta es la onda vertex positiva con latencia de 5-6 ms (pico V) y la negatividad lenta subsiguiente (SN10) cuyo máximo se alcanza entre los 10-12 ms (23, 24). Como la energía principal en estos componentes está alrededor de los 100 Hz, cuando se estimula a frecuencias rápidas entre 70-110 Hz, éstas ondas pueden superponerse para dar lugar a una respuesta periódica (25). 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 (32).

Existen varias características del PEAAe que favorecen su uso como herramienta electroaudiométrica:

1. Permite la utilización de estímulos acústicos de larga duración, como los tonos modulados en amplitud y/o frecuencia, similares a los que se utilizan en audiometría convencional.

2. Como la respuesta (PEAAe) es periódica (cuasi-sinusoidal) se puede representar fácilmente en el dominio de la frecuencia (aplicando la transformada de Fourier FFT) como un pico o componente espectral circunscrito a la frecuencia de estimulación (y/o modulación) el cual se caracteriza mediante dos parámetros: la amplitud y la fase.
3. Se facilita la detección automática de la respuesta mediante el uso de indicadores estadísticos. Esto hace que la técnica sea doblemente objetiva ya que los resultados no se afectan por el sueño ni la sedación (no requiere cooperación del sujeto) y además pueden utilizarse indicadores cuantitativos para la detección de la respuesta.
4. Si se utilizan estímulos acústicos compuestos (mezcla de tonos modulados) puede reducirse en forma significativa el tiempo de la evaluación audiométrica. Con esta variante de estimulación múltiple se pueden evaluar en forma simultánea varias frecuencias audiométricas e incluso ambos oídos a la vez.

Pasaremos ahora a analizar estas ventajas con mayor detalle. La Figura 3 muestra comparativamente la composición espectral de los estímulos más frecuentemente utilizados en electroaudiometría.

Se conoce que la dispersión de la energía acústica de un estímulo es mayor mientras más breve sea este y más rápido ocurra el encendido y apagado del mismo (9). En el caso de los PEA transientes, al ser estas respuestas fásicas que ocurren en una corta ventana de tiempo (del orden de las milésimas de segundo), se requieren estímulos acústicos de muy corta duración y con tiempos de encendido/apagado rápido. Los más utilizados son el clic o chasquido y los estímulos tonales breves (en inglés tonepips). Este tipo de estímulos muestra sin embargo una dispersión de su energía acústica, lo cual unido a las características de la fisiología auditiva (asimetría de la mecánica coclear) hace que el PEAT provocado por un clic o un ETB, derive de regiones de frecuencias relativamente amplias y poco circunscritas a la frecuencia nominal del estímulo.

En contraste los PEAAe, como ya se había visto anteriormente, son respuestas continuas en el tiempo. Esto permite utilizar estímulos acústicos de larga duración, con envoltentes suaves de manera que la energía esté centrada alrededor de su frecuencia nominal. Un ejemplo de este tipo de estímulo lo constituyen los tonos modulados en amplitud que han sido ampliamente utilizados para el registro de PEAAe.

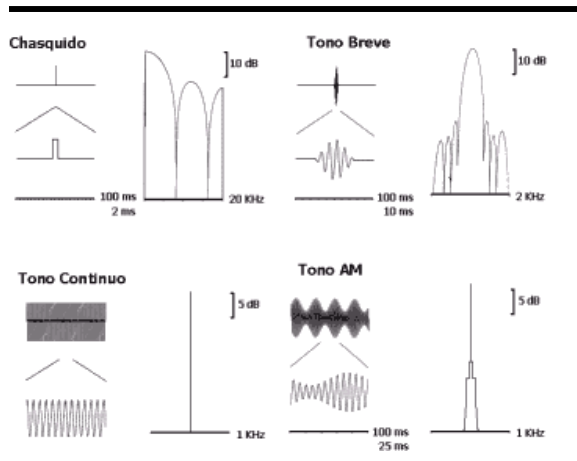


Figura 3: En la figura se muestra la señal en el tiempo de 4 estímulos acústicos frecuentemente utilizados en audiometría. En cada cuadrante de izquierda a derecha y de arriba hacia abajo aparecen: clic, tono breve, tono continuo y tono modulado en amplitud. Para cada estímulo se muestra (en dos escalas diferentes de tiempo) la señal eléctrica que al aplicarse sobre un audífono genera dicho estímulo y a la derecha el gráfico de su energía acústica o composición espectral. Nótese que los estímulos breves como el clic y el tono breve (mitad superior) tienen una gran dispersión de su energía acústica mientras que los estímulos continuos en el tiempo (mitad inferior) muestran una composición espectral más circunscrita a su frecuencia nominal.

La Figura 4 muestra un PEAA provocado por un tono modulado en amplitud. Obsérvese que el PEAA que se genera como una señal periódica (cambios de voltaje) en el tiempo puede ser mejor representado en el dominio de la frecuencia aplicando la transformación de Fourier (en inglés FFT). Este componente se describe en un gráfico de coordenadas polares mediante dos parámetros la amplitud y la fase. El hecho de que la respuesta de PEAA a un tono modulado este representada como un pico a la frecuencia de modulación se puede explicar si tenemos en cuenta las propiedades fisiológicas del sistema auditivo y del oído interno, el cual actúa como un rectificador de media onda (26). Esto se ejemplifica gráficamente en la Figura 5.

La forma de onda de la respuesta que registramos representa la actividad no de una, sino de muchas neuronas de la vía auditiva. La respuesta de cada célula no es exactamente sincrónica, debido a diferentes retardos en la conducción de la señal desde la cóclea. Esto puede suavizar la forma de la señal registrada y cancelar las componentes espectrales de alta frecuencia. por lo que neuronas que se encuentran cada vez más alejadas de la cóclea, a medida que

se asciende en la vía, pueden ser más activas a la frecuencia de modulación (25).

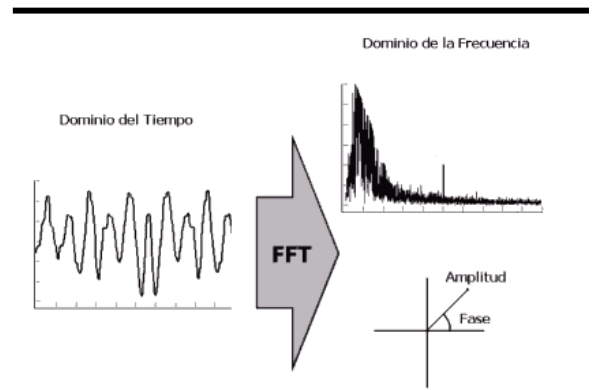


Figura 4: A la derecha de la figura se muestra el registro promedio de un PEAA a 80 Hz representado en el dominio del tiempo (cambios de voltaje en el tiempo) y a la derecha esa misma señal expresada en el dominio de la frecuencia, después de aplicar la transformación rápida de Fourier (FFT). La respuesta o PEAA es un pico o componente espectral que se caracteriza en el gráfico de coordenadas polares por su amplitud y fase.

Como la respuesta o PEAA es ahora un componente o pico espectral puede ser fácilmente detectado utilizando diferentes indicadores estadísticos que se calculan también en el dominio de la frecuencia. Existen varios métodos propuestos para esto con una eficiencia comparable en la detección de la respuesta (27). En esencia estos métodos comparan estimados de la respuesta y del ruido calculando para ello distintos estadígrafos, basados en los parámetros de amplitud y fase (o alguno de estos selectivamente). En cada caso se realizan diferentes supuestos con respecto a la estimación del ruido. La figura 6 ilustra esquemáticamente la forma de cálculo de algunos de los indicadores más utilizados para la detección del PEAA.

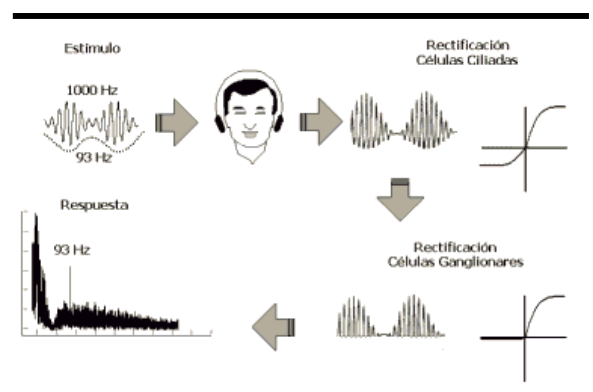


Figura 5: Se ilustra gráficamente el efecto de rectificación que ocurre en el receptor auditivo (oído interno) a nivel de las células ciliadas y las

ganglionares (nervio auditivo) el cual explica por qué los principales componentes de la respuesta del PEAAe a un tono modulado (AM) aparecen a la frecuencia de modulación. En este caso la señal portadora es un tono de 1000 Hz el cual activa la región correspondiente de la cóclea y por el efector de rectificación esa respuesta se detecta como un pico a la frecuencia de modulación (93 Hz).

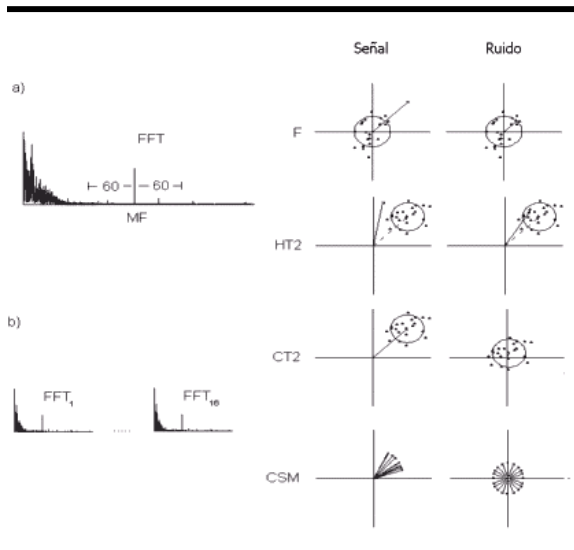


Figura 6: Estadígrafos más utilizados para la identificación de la respuesta de PEAAe. En la parte superior de la figura (a) se muestran dos variantes de estadígrafos que se calculan sobre la ventana de análisis larga (11.2 s) del PEAAe: la prueba F de periodicidad escondida y la T2 de Hotelling (T2H). En ambos, la respuesta (PEAAe) se estima a partir de la amplitud y fase del componente espectral correspondiente (a la frecuencia de modulación) y el ruido tomando 60 componentes espectrales a ambos lados de la señal. En la mitad inferior (b) se ilustran otras dos variantes: la T2 circular (CT2) y la prueba de sincronía de fase (CSM) que se calculan en ventanas de análisis más cortas (buffers 512 puntos) y se basan en estimaciones acerca del comportamiento de la respuesta. Para el CSM sólo se utiliza la información de fase. En los gráficos de coordenadas polares a la derecha se ilustra los diferentes supuestos de estos métodos cuando se detecta una respuesta significativa (señal) y cuando dicha respuesta no difiere significativamente del ruido (ruido).

Otra ventaja importante de la técnica de PEAAe es que pueden utilizarse estímulos acústicos complejos compuestos por una mezcla de varios tonos modulados los cuales se presentan en forma simultánea por

uno o ambos oídos. Con esta variante, propuesta por Lins y Picton (12) y conocida como PEAAe a Múltiples Frecuencias (PEAAe a MF) puede reducirse de forma considerable el tiempo de la evaluación electroaudiométrica sin una pérdida apreciable de la exactitud diagnóstica (21, 28).

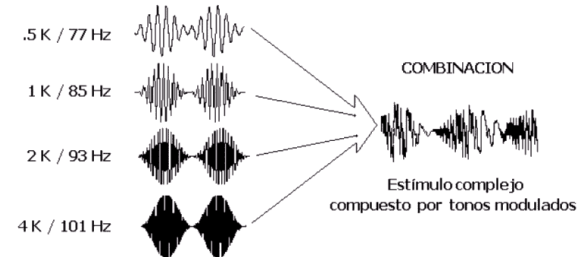


Figura 7: Se muestra un sonido compuesto que se utiliza para obtener PEAAe a MF. Este sonido se genera al mezclar 4 tonos continuos o señales portadoras de 0.5 1 2 y 4 KHz que se modulan en amplitud a frecuencias diferentes entre 70 y 110 Hz. Nótese que entre una y otra frecuencias de modulación hay una diferencia siempre mayor que el mínimo aceptable (de 1.5 Hz) Además a los tonos portadores de mayor frecuencia se le asignan las frecuencias de modulación más altas.

Un estímulo acústico de este tipo, compuesto por una mezcla de tonos modulados de 0.5, 1, 2 y 4 KHz se muestra en la Figura 7. Este tipo de estímulo compuesto ha sido muy utilizado para el registro de PEAAe a MF ya que permite evaluar en forma simultánea las frecuencias audiométricas más importantes desde el punto de vista del lenguaje.

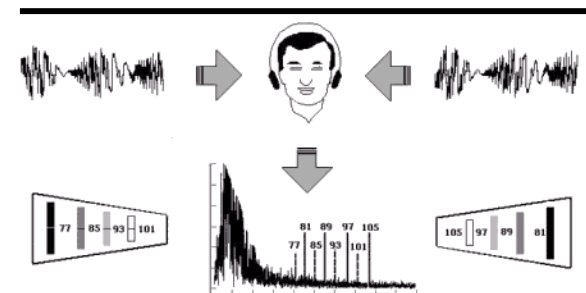


Figura 8: Se esquematiza el procedimiento para obtener un PEAAe a Múltiples frecuencias. Por cada oído se presenta simultáneamente una señal acústica compleja compuesta por una suma de tonos portadores de 0.5, 1, 2 y 4 KHz, cada uno modulado en amplitud a una frecuencia distinta de 77, 85, 93, 101 por el oído izquierdo y 81 89 97 y 105 por el oído derecho (trazo discontinuo). En el PEAAe provocado por

este tipo de estímulo (una vez transformado mediante la FFT) aparecen 8 componentes o picos espectrales a las frecuencias de modulación utilizadas. Cada pico señala la respuesta de frecuencia correspondiente al tono portador modulado a dicha frecuencia. De esta forma se exploran en forma simultánea y objetiva los umbrales audiométricos en 0.5 1 2 y 4 KHz en ambos oídos a la vez.

Si se utiliza una señal acústica mas compleja, formada por múltiples tonos modulados en amplitud, cada frecuencia portadora activa una región diferente de frecuencia de la membrana basilar. De esta forma los tonos modulados son rectificados en el oído interno de forma independiente y la respuesta generada quedaría representada como una serie de componentes espectrales, uno a cada una de las frecuencias de modulación utilizadas como envolvente de cada frecuencia portadora (25). Esto se muestra en la Figura 8.

Algunos autores, trabajando con esta variante, han demostrado que es comparable con la técnica de frecuencias aisladas en su precisión diagnóstica, pero con la ventaja adicional que se logra reducir sensiblemente la duración de la audiometría objetiva, al evaluar simultáneamente varias regiones de frecuencia de la cóclea en ambos oídos (21, 25, 28, 29). Con esta técnica se ha podido reconstruir razonablemente bien la configuración audiométrica (0.5 a 4 kHz) tanto en sujetos con audición normal como en hipoacúsicos (21, 28, 29). Brinda información valiosa para la evaluación de la efectividad de las prótesis auditivas (30) y en pacientes candidatos a un implante coclear, puede revelar restos de audición en casos sin respuesta de PEATC a clic (31). Es posible también registrar PEAAe en forma confiable cuando se estimula a través de un vibrador óseo (21). Además el PEAAe a MF ha sido de gran valor para el estudio de la maduración de las diferentes regiones de frecuencias de la vía auditiva en lactantes (29) así como en el pesquiasaje auditivo de niños en riesgo (29)

Existen en la actualidad varios sistemas de PEA que tienen incorporada la técnica de PEAAe a MF o a frecuencias aisladas. La figura 9 ilustra los resultados obtenidos en un paciente con una pérdida auditiva, al realizarse una electroaudiometría con PEAAe a MF utilizando el sistema de potenciales evocados auditivos AUDIX. Durante la obtención de cada registro, se puede visualizar el PEAAe a MF en el dominio de la frecuencia, así como los resultados de la detección estadística de la respuesta. El examen completo de un paciente compuesto por varios registros a diferentes intensidades, pueden ser evaluado en forma gráfica, obteniéndose en forma automática (basado en la detección estadística de las respuestas a cada frecuencia) un reporte de la curva audiométrica con

escala y formato comparable al de una audiometría convencional.

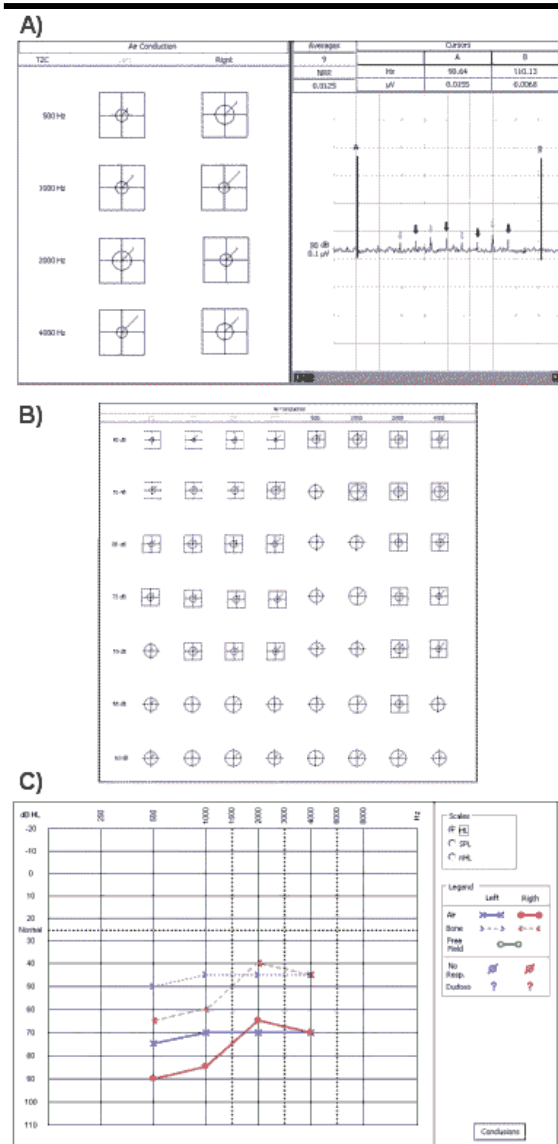


Figura 9: Se resumen los resultados de una audiometría objetiva con PEAAe a MF realizada con el sistema AUDIX, en un paciente con una hipoacusia sensorineural A) Se grafica, utilizando la opción del software para visualizar registros uno a uno, el espectro del PEAAe ya transformado mediante la FFT (energía de la señal vs frecuencia) y el resultado de la detección automática de la respuesta utilizando la prueba de T2C, conjuntamente con los datos experimentales relevantes. Cuando hay una respuesta significativa el gráfico de coordenadas polares correspondiente aparece enmarcado por un cuadrado. Nótese que en este caso a 90 dB hubo respuesta significativa en las 4 frecuencias y en ambos oídos. B) Se muestran en un banco de memorias gráficas los resultados de la detección estadística de los PEAAe obtenidos

a diferentes intensidades. C) Las curvas audiométricas que se obtuvieron en este paciente mediante la técnica de PEAA a MF se grafican con un formato similar al de una audiometría convencional. Nótese que en este caso los PEAA a MF fueron obtenidos por vía aérea y osea (vibrador B71).

Bibliografía

1. **Kemp, D.** (1978). Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system. *J Acoust Soc Am*; 64: 1386.
2. **Jewett, D. L.; Romano, M. N; Wilson, J. S.** (1970): Human auditory evoked potentials; Possible brainstem components detected on the scalp. *Science* 167: 1517-1518.
3. **Davis, A. y cols.** (1997). A critical review of the role of neonatal hearing screening in the detection of congenital hearing impairment. *Health Technology Assessment*; Vol I: No.10.
4. **Valdés, M.** (1985). Pesquisaje de defectos auditivos en lactantes mediante potenciales evocados auditivos de tallo cerebral. Tesis para optar por el grado de Candidato a Doctor en Ciencias Médicas. CNIC, La Habana, Cuba.
5. **Pérez M.C.; Savio G.; Torres A. Martín V.; Rodríguez E.; Galán L.** (2001): An optimized method to test frequency specific thresholds in hearing impaired children and normal subjects. *Ear & Hearing*, 22:200-11.
6. **Hyde, M.L., 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.
7. **Durieux-Smith, A., Picton, T.W., Bernard, P., MacMurray, B., Goodman, J.T.** (1991). Prognostic validity of brain-stem electrical response audiometry in infants of neonatal intensive care unit. *Audiology*, 30: 249-265.
8. **Galambos, R., Makeig, S., Talmachoff, P.J.** (1981). A 40 Hz auditory potential recorded from the human scalp. *Proc. Nat. Acad. Sci.*, 78: 2643-2647.
9. **Stapells DR, Gravel JS, Martin BA:** Thresholds for auditory brainstem responses to tones in notched noise from infants and young children with normal hearing or sensorineural hearing loss. *Ear & Hearing* 1995; 16: 361-371.
10. **Regan, D.** (1989). Human brain electrophysiology: Evoked potentials and evoked magnetic fields in science and medicine. NY, Elsevier.
11. **Maiste, A., Picton, T.W.** (1989). Human auditory evoked potentials to frequency-modulated tones. *Ear Hear*, 10: 153-160.
12. **Lins, O.G., y Picton, T.W.** (1995). Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 96, 420-432.
13. **Plourde, G., Picton, T.W.** (1990). Human auditory steady-state response during general anesthesia. *Anesth. Analg.*, 71: 460-468.
14. **Plourde, G., Stapells, D.R., Picton, T.W.** (1991). The human auditory steady-state evoked potentials. *Acta Otolaryngol.* (Stockh), Suppl. 491: 153-160.
15. **Cohen, L.T., Rickards, F.W., Clark, G.M.** (1991). A comparison of steady-state evoked potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. *J. Acoust. Soc. Am.*, 90: 2467-2479.
16. **Aoyagi, M., Kiren, T., Kim, Y., Suzuki, Y., Fuse, T., Koike, Y.** (1993). Optimal modulation frequency for amplitude-modulation following response in young children during sleep. *Hear. Res.*, 65: 253-261.
17. **Levi, E.C., Folsom, R.C., Dobie, R.A.** (1993). Amplitude-modulation following response (AMFR): effects of modulation rate, carrier frequency, age, and state. *Hear. Res.*, 68: 42-52.
18. **Lins OG, Picton TW, Boucher BL, Durieux-Smith A, Champagne SC, Moran LM, Perez-Abalo MC, Martin V, Savio G:** Frequency-specific audiometry using steady-state responses. *Ear and Hearing* 1996; 17: 81-96.
19. **Rickards, F.W., Tan, L.E., Cohen, L.T., Wilson, O.J., Drew, J.H., & Clark, G.M.** (1994). Auditory steady state

- evoked potentials in newborns. *British Journal of Audiology*, 28, 327-337.
20. **Rance, G., Rickards, F.W., Cohen L.T., De Vidi S. & Clark, G.M.** (1995). The automated prediction of hearing thresholds in sleeping subjects using auditory steady-state evoked potentials. *Ear & Hearing*, 16, 499-507.
 21. **Lins, O.G., Picton, T.W., Boucher, B.L., Durieux-Smith, A., Champagne, S.C., Moran, L.M., Perez-Abalo, M.C., Martin, V., Savio, G.** (1996). Frequency-specific audiometry using steady-state responses. *Ear Hear.*
 22. **Moore, E.J.** (1983). *Bases of Auditory Brain-Stem Evoked Responses*. NY, Grune & Stratton.
 23. **Suzuki, T., Kobayashi, K., Tagaki, N.** (1986). Effects of stimulus repetition rate on slow and fast components of auditory brain-stem responses. *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.*, 65: 150-156.
 24. **Pratt, H., Bleich, N., Feingold, K.** (1990). Three-channel Lissajous' trajectories of auditory brainstem evoked potentials: Contribution of fast and slow components to planar segment formation. *Hear. Res.*, 43: 159-170.
 25. **Lins, O.G.; Picton, P.E.; Picton, T.W.; Champagne, S.C.; Durieux-Smith, A.** (1995). Auditory steady-state responses to tones amplitude-modulated at 80 to 110 Hz. *J. Acoust. Soc. Am.*, 97: 3051-3063.
 26. **Pickles, J. O.** An introduction to the physiology of hearing. (ed. Academic Press) 1982.
 27. **Valdés J.L., Pérez-Abalo, M.C., Martín, V., Savio, G., Sierra, C., Rodríguez, E., & Lins, O.** (1997). Comparison of statistical indicators for the automatic detection of 80 Hz auditory steady state response. *Ear & Hearing*, 18, 420-429
 28. **Pérez, M.C., Perera, M., Bobes, M.A., Valdés, M., Sanchez, M.** (1988). Ensayo de pesquiasaje de defectos auditivos en la Ciudad de la Habana. *Revista Cubana de Investigaciones Biomédicas*, 7: 60-74.
 29. **Savio G, Perez-Abalo MC, Valdes JL, Martin V, Sierra C, Rodriguez E, Eimil E, Torres A:** Potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias: Una nueva alternativa para evaluar la audición en forma objetiva. *Acta de Otorrinolaringología and Cirugía de Cabeza y Cuello* 1997; 25: 87-97.
 30. **Picton, T.W., Durieux-Smith A., Champagne S., Whittingham J., Moran L., Giguère C., & Beauregard Y.** (1998). Objective evaluation of aided thresholds using auditory steady-state responses. *J. Am. Acad. Audiol.*, 9, 315-331.
 31. **Rance, G., Dowell, R.C., Rickards, F.W., Beer, D.E., & Clark, G.M.** (1998). Steady state evoked potential and behavioral hearing thresholds in a group of children with absent click evoked auditory brain stem response. *Ear & Hearing*, 19, 48-61.
 32. **John, M.S.; Picton, T.W.** Human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones: phase and latency measurements. *Hearing Research* 141 (2000) 57-79.

Recibido el 24 de enero del 2003.

Aceptado el 01 de febrero 2003.

Publicado (on-line) 1 de Noviembre de 2003.

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

Contacto con los autores: M^a Cecilia Pérez Avalo. Departamento de Fonoaudiología, Centro de Neurociencias de Cuba. Avenida 25 y 158, Playa, Apartado Postal 6880, Ciudad Habana, Cuba Teléfono: (53 7) 20873 90 / 208 44 61. Fax: (53 7) 208 65 68 / 208 67 07.

E-mail: marilyn@cneuro.edu.cu

Para citar este artículo: Maria Cecilia Pérez Abalo, Alejandro Torres Fortuny, Guillermo Savio López y E. Eimil Suarez. Los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable a Múltiples Frecuencias y su valor en la evaluación objetiva de la audición. [en-línea]. *Auditio: Revista electrónica de audiolgía*. 1 Noviembre 2003, vol. 2(2), pp. 42-50.
<<http://www.auditio.com/revista/pdf/vol2/2/020204.pdf>>