



Potenciales Evocados Auditivos Continuos

José Juan Barajas de Prat

Franz Zenker

*Clinica Barajas.
Santa Cruz de Tenerife. España.*

Resumen

El diagnóstico precoz de la hipoacusia debe llevarse a cabo de forma temprana ante las implicaciones que la falta de estimulación auditiva tiene sobre el desarrollo del lenguaje y el habla. Hasta los seis meses las audiometrías conductuales no resultan fiables por lo que a estas edades los recién nacidos son evaluados mediante las Emisiones Otoacústicas (EOAE) y los Potenciales Evocados del Tronco Cerebral (PETC). Sin embargo, estas técnicas no son capaces de derivar información selectiva de la partición coclear. Los Potenciales Evocados Auditivos Continuos (PEAC) son una respuesta cerebral evocada periódica en el tiempo cuya frecuencia permanece constante en amplitud y fase. Con propósitos audiométricos los PEAC tiene varias ventajas sobre los PEATC. Primero a través de procedimientos estadísticos se determina la presencia de respuesta aumentando la fiabilidad y validez de la técnica. Segundo, los PEAC permiten el empleo de tonos específicos en frecuencia. Tercero, los PEAC permiten derivar una información específica en frecuencia de la partición coclear. En este artículo se revisan los principios y fundamentos de esta técnica electrofisiológica.

Palabras Claves: potenciales evocados continuos, especificidad frecuencial, audiometría electrofisiológica, screening auditivo.

Introducción

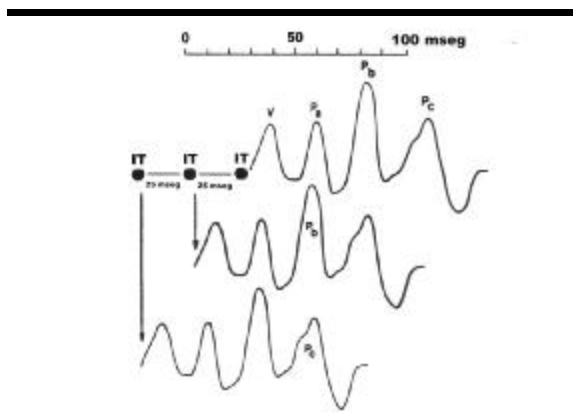
Es generalmente admitido que el diagnóstico precoz de la hipoacusia debe llevarse a cabo antes de los 6 meses de edad (1). En los primeros meses de vida las audiometrías de comportamiento resultan poco fiables (2). Las Emisiones Otoacústicas (EOAE) y los Potenciales Evocados Auditivos del Tronco Cerebral (PEATC) son las pruebas fisiológicas empleadas para establecer la integridad de la vía auditiva e indirectamente la audición.

En los años 80 se establecen los primeros programas de screening basados en factores de riesgo. Estos programas de screening estaban basados en la normalidad de los PEATC. Los programas de screening universal es el procedimiento elegido en la actualidad para la detección precoz de la hipoacusia. El procedimiento consiste en examinar a todos los niños recién nacidos con EOAE (3). Aquellos casos que no se detectan respuestas serían evaluados posteriormente mediante PEATC.

Los PEATC obtenidos por estimulación con clicks nos permiten una evaluación general de la audición pero no nos permite determinar el umbral de forma selectiva en frecuencia. El enmascaramiento y filtrado de impulsos tonales para estimar umbrales específicos en frecuencia consume mucho tiempo a la vez que exige personal especialmente entrenado en la identificación de los componentes de los registros.

Los Potenciales Evocados Auditivos Continuos (PEAC) son una técnica de registro que puede superar estas desventajas metodológicas siendo capaz de determinar el umbral auditivo específico en frecuencia desde los primeros meses de vida. Un PEAC es una respuesta evocada periódica en el tiempo cuya frecuencia permanece constante en amplitud y fase (4).

Figura 1: Observamos las respuestas de latencia media tal como describió Galambos et al. (6). Se presentan una serie de Impulsos Tonales (IT) cada 25 milisegundos los cuales evocan una respuesta que se superpone de forma periódica.



Estos registros son evocados por un estímulo con una tasa de repetición lo suficientemente rápido para que las respuestas queden superpuestas por la estimulación precedente (5). El ejemplo típico de un PEAC son los potenciales de 40 Hz (6; 7) que son la versión continua de la respuesta de latencia media. Si se presenta el estímulo a un ratio igual al recíproco del intervalo, por ejemplo a 40 Hz, la respuesta a un estímulo se superpone a la respuesta del estímulo precedente y registramos una respuesta constante y periódica (Figura 1).

Con propósitos audiométricos, los PEAC tienen varias ventajas sobre los PEATC. Primero, el registro de los PEAC es sencillo (4). La amplitud y la fase del estímulo pueden ser cuantificadas por un ordenador evitando la identificación subjetiva de los componentes. Existen varios procedimientos estadísticos que nos pueden ayudar a determinar la presencia de la respuesta sin necesidad de inspeccionar visualmente el trazado aumentando de esta forma la fiabilidad y validez de la técnica (5). Segundo, los PEAC nos permiten el uso de tonos específicos en frecuencia cuya amplitud puede ser modulada. Tercero, los PEAC pueden proveer una mejor evaluación de la audición para la adaptación protésica en niños de muy corta edad y pacientes no colaboradores.

Fundamentos de los potenciales evocados auditivos continuos

La presentación de un estímulo acústico induce a la despolarización de las células ciliadas internas lo que causa un potencial de acción sobre las fibras del nervio auditivo. La actividad cerebral registrada sobre la superficie craneal es una combinación de la respuesta a la frecuencia de modulación y del ruido producto de la actividad cerebral de fondo y de artefactos musculares (Figura 2).

Con la presentación de un estímulo complejo la portadora de cada frecuencia tiene su máximo efecto en un segmento diferente de la membrana basilar y estimula a un grupo diferente de células ciliadas internas.

Figura 2: Respuesta coclear a un estímulo de 1000 Hz y registro de la actividad cerebral mediante una transformación de Fourier.

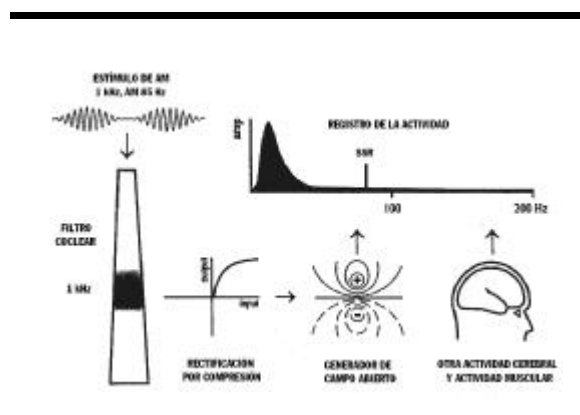
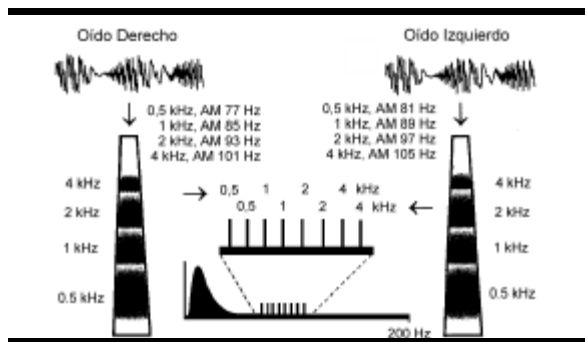


Figura 3: Presentación simultánea de un estímulo complejo de 4 diferentes frecuencias en ambos oídos.

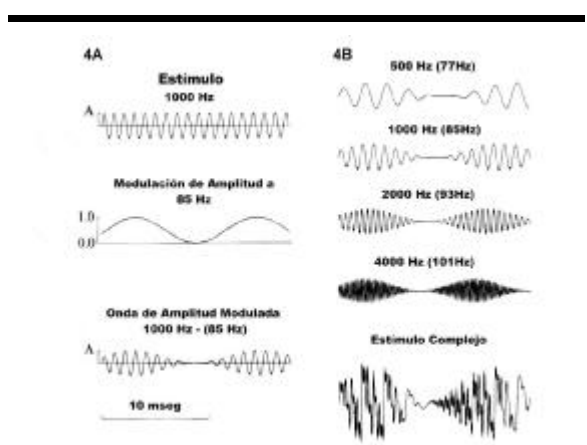


Podemos separar en cada oído la respuesta para cada frecuencia tonal evaluando el componente espectral para cada estímulo. Dado que las frecuencias de las portadoras que constituyen el estímulo combinado están separadas una octava no existe superposición de las áreas activadas en la membrana basilar a intensidades bajas y moderadas (Figura 3).

a) Características de estimulación

Esta técnica nos permite valorar varias frecuencias del audiograma de forma simultánea y en ambos oídos a la vez lo cual reduce considerablemente el tiempo de examen frente a otras técnicas que tratan de establecer el umbral auditivo de forma selectiva para cada frecuencia. La estimulación consiste en presentar tonos continuos modulados en frecuencia entre los 250 y 8 kHz. En la Fig. 4A podemos observar un tono de 1 kHz modulado sobre una portadora de 85 Hz. El tono oscila en tiempo variando su valor de amplitud del 0 % al 100 % 100 veces por segundo. El estímulo resultante es similar a un tren de impulsos tonales pero sin intervalos inter-estímulos. En el ejemplo observamos estos impulsos repetirse cada 10 milisegundo con aproximadamente 5 ms de rise/fall y sin apenas un plateau definible.

Figura 4: Ejemplo de los estímulos empleados en la evocación de las PEAC.



En la figura 4B observamos cuatro tonos de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz y 4000 Hz cuya amplitud ha sido modulada a 77 Hz, 85 Hz, 93 Hz y 101 Hz respectivamente. Estas cuatro frecuencias pueden ser combinadas en un estímulo para su presentación de forma simultánea en un solo oído. Se procederá de la misma forma pero con valores de modulación distintos para presentar los estímulos en el oído contralateral.

Análisis de las respuestas

El análisis de las respuestas se lleva a cabo mediante una Transformación Rápida de Fourier (TRF). Esta TRF convierte los componentes digitalizados en forma de amplitud y tiempo en una relación amplitud y frecuencia (espectrograma). El espectrograma nos permite cuantificar la amplitud y la fase de la actividad electroencefalográfica correspondiente a la frecuencia modulada del tono presentado. Estos parámetros se presentan en forma de vectores en un gráfico de coordenadas polares. La longitud del vector corresponde a la amplitud de la respuesta electroencefalográfica y el ángulo vectorial refleja la fase o el tiempo de retraso entre el tono modulado y la respuesta cerebral.

a) Identificación Objetiva de la Respuesta

La determinación de la presencia o ausencia de respuestas viene determinada por el análisis estadístico en tiempo real de la actividad cerebral. El algoritmo de análisis determina la presencia de respuestas en función del valor de la probabilidad asignado previamente.

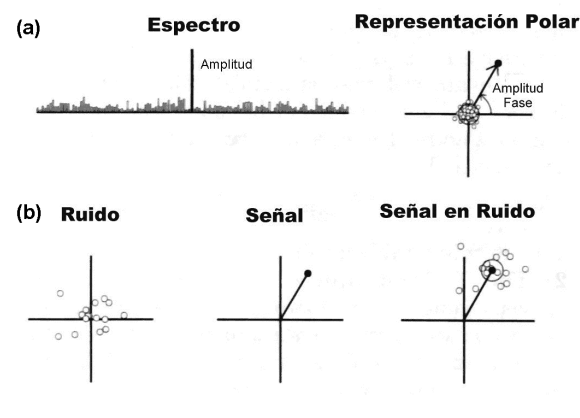
El Cuadrado de la Coherencia entre las Fases (CF2) nos permite parametrizar la relación entre la fase del estímulo y la fase de la respuesta cerebral elicitada. Este valor se calcula cada vez que se obtiene una nueva muestra del EEG con un nuevo vector. Los valores obtenidos de CF2 van desde 0.0 a 0.1. Un valor cercano a 0 indica una baja coherencia entre la fase del EEG y la frecuencia del tono modulado. Valores alto de CF2 cercanos a 1.0 indican una alta correlación entre el EEG y el estímulo (9; 15). La CF2 después de N repeticiones viene dada por la siguiente ecuación (9; 10):

$$CF^2 = \frac{1}{N} \sqrt{\left(\sum_{i=1}^N \cos \theta_i \right)^2 + \left(\sum_{i=1}^N \text{sen} \theta_i \right)^2}$$

Cada valor de CF2 es evaluado en orden a determinar la probabilidad de que la coherencia entre las fases obtenidas sea significativamente diferente de aquellas obtenidas en ausencia de estimulación o por debajo del umbral auditivo del paciente. Esta probabilidad es calculada a través de la prueba de T2 la cual permite estudiar la similitud entre fase y amplitud (11; 12) y la F de Fisher (13; 14) que compara de forma

simultánea la respuesta en fase y amplitud entre la frecuencia de estimulación y otras frecuencias del espectro.

Figura 5: (a) Test estadístico de T2 utilizado para determinar la presencia de respuesta a la presentación del estímulo. (b) Test estadístico de F utilizado para determinar la presencia de respuesta a la presentación del estímulo.



El estadístico de T2 nos permite evaluar la relación entre las repeticiones obtenidas a través de los 16 registros que constituyen un PEAC. Las representaciones polares de la Figura 5 a muestra la presencia de respuesta en ruido tras 16 registros. El intervalo de confianza del 95% está representado mediante una circunferencia. La media de las medidas obtenidas en los 16 registros queda representado por los diferentes puntos. Se considera que una respuesta está presente si el origen (cero) no está incluido en este intervalo de confianza. Este intervalo puede ser usado en sí mismo como una medida del ruido de fondo a la frecuencia de la respuesta (Figura 5 a).

El estadístico F de Fisher (15) nos permite evaluar cuando una respuesta a la frecuencia de estimulación es significativamente diferente del ruido de fondo en frecuencias adyacentes (16). Tras la TRF obtenemos una ventana representando la composición frecuencial de la respuesta cerebral segmentada en 60 muestras a cada lado de la frecuencia de modulación. El estadístico F establece el ratio entre la amplitud de la respuesta a la frecuencia de modulación y la amplitud promediada en los 120 muestras adyacentes. En la Figura 5 b podemos observar un gráfico polar en la cual están representadas los valores de amplitud y fase tras la TRF. El círculo entorno al origen representa el intervalo de confianza a 95% del ruido evaluado en las 120 muestras adyacentes a la respuesta. Consideramos que la señal está presente si la respuesta queda fuera de este intervalo de confianza.

Estimación del audiograma

Estudios previos (17) han establecido la relación entre audiometrías tonales liminares y los valores obtenidos a partir de los PEAC. En general la dispersión de las respuestas es menor cuanto mayor sea la pérdida auditiva. La dispersión de las correlaciones entre ambas variables aumenta en proximidad de los umbrales normales.

La recta de regresión entre umbrales fisiológicos (x) y umbrales audiométricos (y) presenta una pendiente mayor que 1.0 para sujetos hipoacúsicos. Rance et al. (17) describió la siguiente recta de regresión para ambas variables en la frecuencia de 1000 Hz en sujetos hipoacúsicos:

$$Y = 1.18 X - 26.1$$

En registros a intensidad próximos al umbral las respuestas audiométricas siempre estarán por debajo de los valores electrofisiológicos. Esto es debido a que la detección de respuestas fisiológicas a estas intensidades está contaminada por el ruido de fondo del EEG y dificulta la extracción de la señal a la vez que aumenta el tiempo de registro.

En conclusión, podemos referirnos a las Respuestas Auditivas Evocadas de Estado Estable como una técnica que puede añadir información sustancial para determinar umbrales específicos en frecuencia de la sensibilidad auditiva.

Bibliografía

1. **National Institute of Health.** (1993) Early identification of hearing impairment in infants and young children. NIH Consensus Statement 1993 March 1-3 11(1), 1-24.
2. **Durieux-Smith, A., Picton, T., Edwards, C., Goodman, J.T., y Mac Murray, B.** (1985). The Cri-O-Gram in the NIUC: An evaluation based on brainstem electric response audiometry. *Ear Her.* 6, 20-24.
3. **White, K. R., and Behrens, T.R.** (1983). The Rhode Island hearing assessment project: implication for universal newborn hearing screening. *Sem. Hear* 14, 1-119.
4. **Regan, M.P., and Regan, D.** (1989). Objective investigation of visual function using a non-destructive zoom-FFT technique for evoked potential analysis. *Can J Neurol Sci* 16, 168-179.
5. **Regan, D.** (1982). Comparison of transient and steady-state methods. *Ann N.Y. Acad. Sci.* 388, 45-71.
6. **Galambos, R., Making, S., and Talmachoff, P.J.** (1981). A 40 Hz auditory potential recorded from the human scalp. *Proc Natl Acad Sci USA*, 78, 2643-2647.
7. **Stapells, D.R., Linden, D., Suffield, J.B., Hamel, G., and Picton, T.W.** (1984). Human auditory steady state potentials. *Era Hear.* 5, 105-113.
8. **Stapells, D.R., Galambos, R., Costello, J.A., and Makeg, S.** (1988). In consistency of auditory middle latency and steady state responses in infants. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* 71, 289-295.
9. **Rayleigh, Lord.** (1880). On the resultant of a large number of vibrations of the same pithc and of arbitrary phase. *Philosophical Magazine*;10:73-78.
10. **Stapells DR, Makeig S, Galambos R.** (1987). Auditory steady-state responses: threshold prediction using phase coherence. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1987;67:260-270. Strasburger H. The analysis of steady-state evoked potentials revisited. *Clin Vision Sci*;1:245-256.
11. **Hotelling H.** (1931). The generalization of Student's ratio. *Ann Math Statist*;2:360-378.
12. **Picton TW, Vajsar J, Rodriguez R, Campbell KB.** (1987). Reliability estimates for steady state evoked potentials. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1987;68:119-131.
13. **Schuster A.** (1898). On the investigation of hidden periodicities with application to a supposed 26 day period of meteorological phenomena. *Terrestrial Magnetism and Atmospheric Electricity* 1898;3:13-41.
14. **Fisher NI.** (1993). *Statistical analysis of circular data.* Cambridge: Cambridge University Press.
15. **Fisher RA.** (1929). Test of significance in harmonic analysis. *Prco Roy Soc London Ser A*; 125:54-59.
16. **Zurek PM.** (1992). Detectability of transient and sinusoidal otoacoustic emissions. *Ear Hear* 1992; 12:307-310.
17. **Rance G, Rickards FW, Cohen LT, De Vidi S, Clark GM.** (1995). The automated prediction of hearing thresholds in sleeping subjects using auditory steady-state evoked potentials. *Ear Her*;16:499-507.

Recibido el 11 de Diciembre del 2001.
Aceptado el 25 de Febrero del 2002.
Publicado (on-line) 1 de Marzo del 2002.
<http://www.auditio.com/revista>

Contacto con los autores: José Juan Barajas de
Prat. Clínica Barajas. C/ Pérez de Rozas 8.
38004 Santa Cruz de Tenerife. Islas Canarias.
España. Tel: +34 922 275488 Fax: +34 922
270364 E-mail: barajas@clinicabarajas.com

Franz Zenker. Clínica Barajas. C/ Pérez de
Rozas 8. 38004 Santa Cruz de Tenerife. Islas
Canarias. España. Tel: +34 922 275488 Fax:
+34 922 270364 E-mail:
zenker@clinicabarajas.com

Para citar este artículo:

Barajas, J.J. y Zenker, F. Potenciales Evocados
Auditivos Continuos. [en-línea]. *Auditio: Revista
electrónica de audiolología*. 1 Marzo 2002, vol.
1(2), pp. 20-24.
<[http://www.auditio.com/revista/pdf/vol1/2/
010202.pdf](http://www.auditio.com/revista/pdf/vol1/2/010202.pdf)>