

# La adaptación audioprotésica precoz a partir de potenciales evocados auditivos

*Franz Zenker Castro*

## Resumen

La instauración de los programas de cribado auditivo universal ha facilitado la detección temprana del defecto auditivo desde el primer momento del nacimiento. La precocidad en la detección lleva implícita la habilitación de sistemas de corrección auditiva lo antes posible. La correcta amplificación del lenguaje hablado depende en gran medida de disponer de una caracterización de la audición lo más precisa posible. La mayoría de los métodos de ajuste audioprotésico establece la prescripción de la ganancia a partir de los umbrales auditivos obtenidos mediante la audiometría tonal liminal. En el recién nacido y en niños de corta edad, en muchas ocasiones, los potenciales evocados auditivos, son la única evidencia fiables y válida de la sensibilidad auditiva. Es por ello que sería de gran ayuda disponer de métodos de ajuste que establezcan la amplificación del audífono directamente a partir de las respuestas electrofisiológicas. En este artículo se revisan los procedimientos electrofisiológicos al uso que pueden contribuir de forma significativa en la adaptación audioprotésica pediátrica.

## Introducción

Los PEA son registros electrofisiológicos realizados en la superficie craneal que permiten el estudio de la audición. Estas respuestas son desencadenadas de forma obligatoria en el sistema nervioso central en respuesta a la presentación de estímulos acústicos. Los PEA pueden obtenerse desde el mismo momento del nacimiento. Se consideran procedimientos objetivos toda vez que no es necesario contar con una respuesta voluntaria del paciente. En el proceso de adaptación audioprotésica los PEA contribuyen de forma significativa a (a) caracterizar

los umbrales auditivos, (b) prescribir directamente los parámetros de ajuste del audífono, (c) verificar la adaptación mediante medidas de ganancia funcional y (d) facilitar la evaluación del rendimiento final con amplificación.

Los Potenciales Evocados Auditivos del Tronco Cerebral (PEATC) es la técnica electrofisiológica empleada por excelencia en el diagnóstico y valoración de la audición en niños de corta edad (1). La robustez de los registros y su resistencia al sueño y la sedación ha facilitado su implantación en el diagnóstico clínico audiológico pediátrico. La solidez de estas respuestas es producto de las características acústicas del estímulo empleado, el clic. Este estímulo es corto en duración, posee un rápido ataque y un amplio ancho de banda lo que desencadenan

---

*Correspondencia:* Clínica Barajas. C/Pérez de Rozas 8. 38004 S/C de Tenerife. Islas Canarias. España. Tel: 92227 54 88  
Email: zenker@clinicabarajas.com

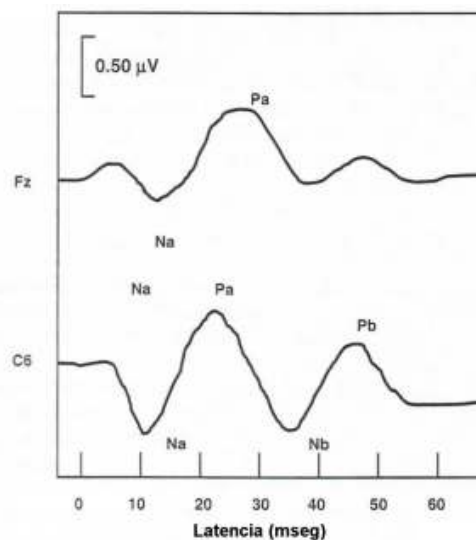
dena una descarga neuronal sincrónica. A partir de los registros de PEATC es posible estimar la sensibilidad auditiva toda vez que algunos de sus componentes correlacionan con la intensidad de estimulación. En la adaptación audiotrófica, la aplicación de los PEATC, está orientada al establecimiento de los umbrales auditivos para posteriormente prescribir la ganancia del audífono (2). Sin embargo, el uso de estos registros no está exento de importantes limitaciones. El clic, posee una gran energía en el espectro de frecuencias audibles, lo que permite desencadenar respuestas fisiológicas fácilmente registrables en la superficie craneal, sin embargo, esta robustez conlleva la pérdida de capacidad para estimular selectivamente la partición coclear, especialmente de la zona apical (3). Esta importante limitación de los PEATC ha propiciado el estudio de procedimientos electrofisiológicos con mayor capacidad para la reconstrucción del audiograma.

Las técnicas electrofisiológicas que pueden contribuir de forma significativa en la adaptación audiotrófica pediátrica son aquellas que (a) no son vulnerables al sueño o la sedación (b) son capaces de estimular selectivamente la partición coclear (c) permiten derivar los parámetros de amplificación o ajuste y (d) los estímulos empleados no generen artefactos en los sistemas de amplificación. En los siguientes párrafos revisaremos aquellos registros que cumplen con todas o algunas de estas características.

### Potenciales Evocados Auditivos de Latencia Media

Los PEALM pueden ser registrados entre la derivación de vertex y la mastoide con una base de tiempo de 60 mseg (4). Los generadores de estos potenciales se encuentran localizados en estructuras talamocorticales

y en la formación reticular. Los PEALM permiten la estimulación con tonos lo que facilita la evaluación de la sensibilidad auditiva de forma selectiva. Estos potenciales pueden ser empleados en el estudio de la audición de las frecuencias graves como complemento a los PEATC (5) lo que permite disponer de al menos dos puntos del audiograma a partir del cual definir la respuesta en frecuencia del audífono. La principal limitación de los PEALM es su vulnerabilidad al sueño y la sedación. El registro está condicionado a tener al paciente despierto, pero relajado, lo que es muy difícil de conseguir en niños de corta edad.

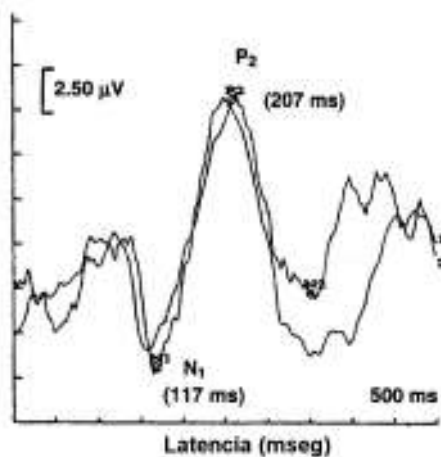


**Figura 1:** registros de latencia media para las derivaciones de Fz y C6.

### Potenciales Evocados Auditivos Corticales

Los PEAC, también llamados de larga latencia, se registran con una base de tiempo de 500 mseg. En estos registros se incluyen los componentes P2, P300 y la Mismatch Negativity (MMN). N1 y P2 son generados

en áreas auditivas corticales primarias. P300 y MMN son generados por múltiples estructuras corticales y subcorticales. Estos componentes son dependientes del estado de vigilia del paciente por lo que su aplicación está limitada a los adultos y niños colaboradores. Varios autores han empleado los potenciales de corta latencia para obtener umbrales auditivos con y sin amplificación (6,7,8). Sin embargo los altos ratios de presentación de los estímulos y su corta duración interaccionan con el audífono provocando alteraciones en la amplitud y latencia de la onda V (9). Los PEAC pueden ser obtenidos con amplificación sin generar artefactos al emplear ratios de presentación más bajos (10, 11, 12). Esta técnica permite establecer la ganancia funcional del audífono en base a las respuestas cerebrales obtenidas con y sin amplificación. En los últimos años, el interés por este procedimiento se ha focalizado en verificar el beneficio de la adaptación sobre procesos cognitivos de orden superior como la evaluación de los mecanismos del procesamiento auditivo central (13) o la discriminación de silabas o fonemas (14).



**Figura 2:** Registro de Larga Latencia.

## Potenciales Evocados Auditivos del Tronco Cerebral con Impulsos Toniales

Este tipo de registros sustituye la estimulación mediante clicks por tonos puros. La principal ventaja de estos potenciales es la alta especificidad frecuencial de los tonos y su resistencia al sueño. En orden a optimizar la capacidad de estimulación selectiva de los PEATC(t) se han empleado diferentes estrategias de enmascaramiento (15) y derivación de las respuestas (16). Estos procedimientos consumen mucho tiempo y el enmascaramiento a altas intensidades alcanza valores excesivos (17). El método que se ha implantado finalmente en la práctica clínica son los PEATC con impulsos tonales sin enmascarar. El compromiso entre duración del registro y selectividad frecuencial de las respuestas resulta razonable.

Los PEATC(t) en la adaptación audioprotésica se han orientado a la obtención del umbral específico en frecuencia. El uso de estos umbrales requiere correcciones que tienen que ver con la estimación de la audiometría tonal toda vez que ambas medidas de la sensibilidad auditiva no son equivalentes. En general, los umbrales fisiológicos suelen ser de 15 a 20 dB superiores a los umbrales obtenidos con la audiometría tonal (18). Esta diferencia tiene que ser establecidas de forma específica por cada laboratorio ya que el grado de pérdida y las condiciones de calibración y registro pueden inducir a variaciones significativas en estas correcciones. Por ejemplo, en nuestra clínica hemos encontrado diferencias que van de 5 a 20 dB en pacientes con hipoacusia coclear moderada a severa.

La estimación del umbral a partir de registros de PEATC(t) debe comenzar por aplicar la corrección psicofísica sustrayen-

do el valor del umbral fisiológico al umbral tonal. La unidad de medida de esta estimación es el dB eHL. Para poder prescribir la ganancia del audífono debemos transformar estos umbrales en dB SPL a nivel del tímpano (REAR). Para ello sumaremos los valores de RETSPL que vendrán dados por el protocolo de registro de PEATC empleado. En la tabla 1 representamos estos valores para las frecuencias de 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz y 4000 Hz y un ratio de presentación de 39,1 seg.

	500 HZ	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz
	4mseg r/ies/ fall 2mse plateau	4mseg ries/fall 2mse plateau	4mseg ries/fall 2mse plateau	4mseg r ies/fall 2mse plateau
TDH49	25 ppe SPL	23 ppe SPL	26 ppe SPL	29 ppe SPL
ER-3A	22 ppe SPL	25 ppe SPL	20 ppe SPL	26 ppe SPL

Ratio: 39,1 segundos  
Polaridad: Alternante

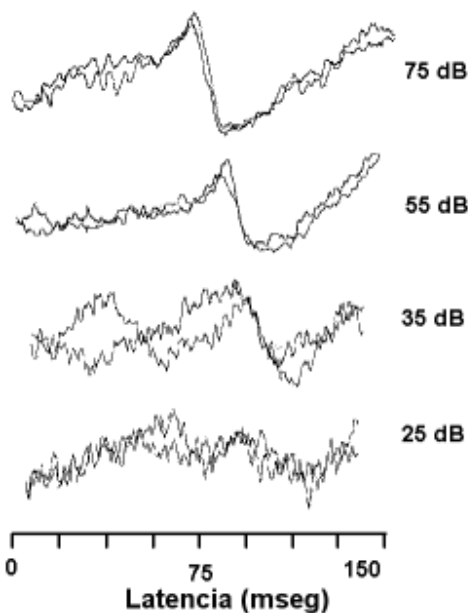
**Tabla 1:** Valores del RETSPL obtenidos para los estímulos tonales empleados en el registro de PEATC(t) para auriculares supraaurales y de inserción (19).

Existen importantes diferencias interindividuales en el volumen del CAE (Conducto Auditivo Externo) hasta los 20 meses de edad y entre niños y adultos. Para corregir esta variabilidad e individualizar el proceso de adaptación debe registrarse para cada paciente el RECD (Real Ear to Couple Difference; 20) y sumar a este valor a los umbrales en dB SPL. En la siguiente ecuación damos cuenta de todo el proceso reseñado anteriormente:

$$\text{Umbrales en dB SPL (REAR)} = \text{nHL} - \text{Corrección Psicofísica} + \text{RETSPL} + \text{RECD}$$

Una vez llevado a cabo estas correcciones es posible reconstruir el audiograma en dB

SPL a partir del cual prescribir el ajuste del audífono siguiendo el método de prescripción de la ganancia seleccionado por el audioprotesista.



**Figura 3:** Registro de PEATC a un tono puro de 1 kHz.

### Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable

Los Potenciales Evocados Auditivos de Estado estable (PEAee) son una técnica de registro capaz de determinar el umbral auditivo específico en frecuencia. Un PEAee es una respuesta evocada periódica en tiempo cuya frecuencia permanece constante en amplitud y fase. 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. Además puede ser llevada a cabo bajo sedación o sueño natural toda vez que son generados en el tronco

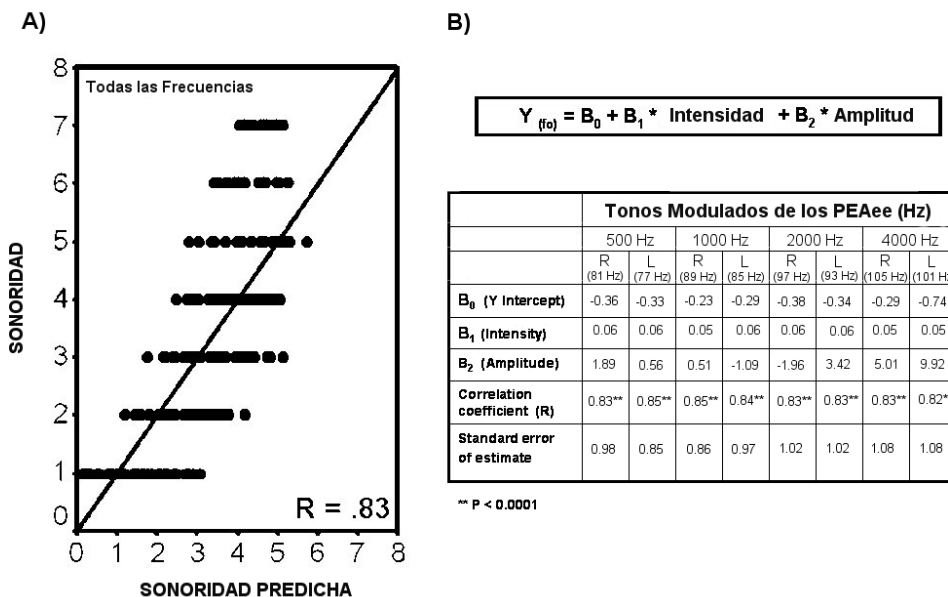
cerebral. Para una revisión de estos registros acudir a Barajas y col (21).

La prescripción de los parámetros de ajuste de las prótesis auditivas se suele derivar a partir de la función de crecimiento de la sensación sonora. Esta función se parametriza a partir de métodos psicoacústicos que consumen gran cantidad de tiempo por lo que en la gran mayoría de métodos esta función es estimada a partir del audiograma. Estas pruebas de escalamiento son de una gran variabilidad. En niños este tipo de protocolos son aun más difíciles de obtener. En las adaptaciones llevadas a cabo a partir de los umbrales auditivos obtenidos con PEA sumamos por lo tanto dos errores de medida. El primero, se adscribe a las medidas de evaluación, y deviene de estimar los umbrales de la audiometría tonal a partir de los registros fisiológicos. El segundo error

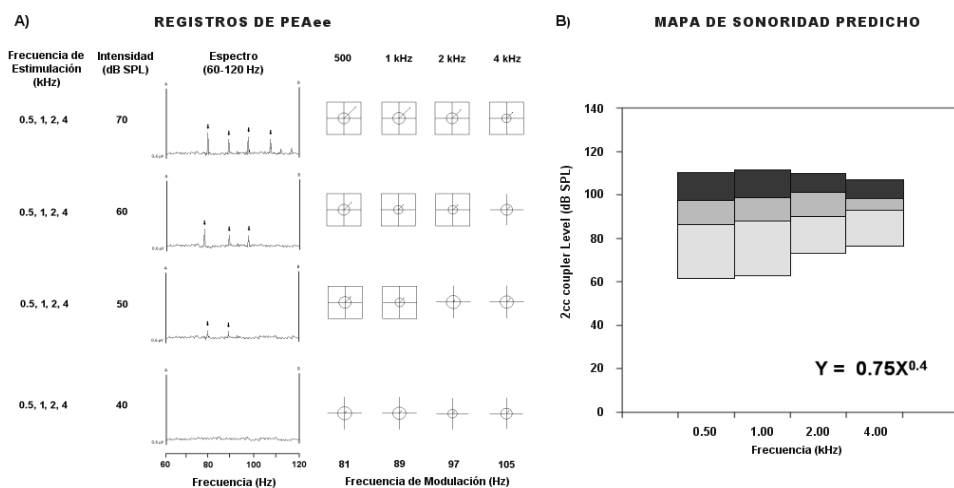
es inherente a cada método de ajuste y es producto de prescribir la ganancia a partir de las estimaciones de la sensación sonora.

Ambos errores de medida pueden ser minimizados si los parámetros de ajuste del audífono son prescritos directamente a partir de las respuestas fisiológicas. Un paso previo es tener claramente establecido la relación entre la respuesta fisiológica y la función de crecimiento de sonoridad. Esta relación ha sido publicada recientemente por nuestro grupo (22). A la derecha de la Figura 4 observamos la ecuación resultado de la regresión múltiple a partir de la cual predecir las categorías de sonoridad en función de la intensidad de estimulación y la amplitud de las respuestas fisiológicas.

La función de crecimiento se puede representar a través de un Mapa de Sonoridad (Figura 5 derecha). En este mapa se muestra la categorización que el paciente lleva a



**Figura 4:** La sonoridad predicha viene definida por la ecuación a la derecha que incluye la intensidad y amplitud de los PEAAe. A partir de esta ecuación es posible predecir las siete categorías de sonoridad de “muy suave” a “muy fuerte”.



**Figura 5:** Registros de PEAAe obtenidos para el oído derecho. Los registros identificados como respuestas están identificados con un recuadro. A la derecha observamos el Mapa de sonoridad predicho a partir de las respuestas fisiológicas. Los colores más oscuros indican las categorías de mayor sonoridad.

cabo de los estímulos. En colores más oscuros se representa los sonidos de mayor sensación sonora equivalentes a las categoría “muy fuerte”. A medida que la sensación sonora decrece las categorías se muestran en tonos más claros. Las respuestas fisiológicas obtenidas a partir de los PEAAe se comportan de forma muy similar. A medida que la intensidad de estimulación decrece, la amplitud de las respuestas disminuye tal como podemos observar a la izquierda de la Figura 5. En los siguientes párrafos damos cuenta de este procedimiento a través de un caso clínico.

### Prescripción audiológica a partir de un registro de PEAAe

A la izquierda de la Figura 5 observamos unos PEAAe del oído derecho. Se trata de un niño de 27 meses de edad diagnosticado de hipoacusia neurosensorial severa. Se

registraron umbrales fisiológicos de 50 dB SPL para las frecuencias de 500 Hz y 1 kHz, 60 dB SPL para la frecuencia de 2 kHz, 60 dB SPL para la frecuencia de 4 kHz y 70 dB SPL para la frecuencia de 4 kHz. A la derecha observamos el mapa de sonoridad predicho a partir de estas respuestas.

En la Figura 6, se representa el procedimiento de prescripción de los parámetros de ajuste del audífono. A la izquierda de la gráfica, se representa la proyección del rango dinámico de entrada para el promedio del espectro del habla (Long Term Average Speech Spectrum, LTASS; 23) para la frecuencia de 500 Hz sobre la función intensidad-amplitud de los PEAAe. A la derecha se representan las características de ajuste y reglaje del audífono para la frecuencia de 500 Hz. La ganancia del audífono calculada es de 17 dB y la compresión se establece en 0.67.

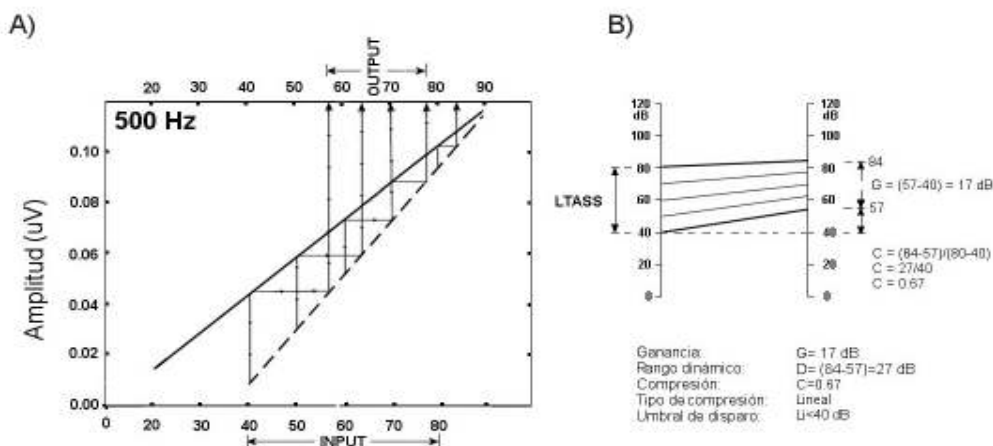
El cálculo del MPO se obtiene a partir de estudios anteriores de nuestro grupo (24). El MPO calculado para este paciente se establece en 107 dB SPL, 111 dB SPL, 117 dB SPL y 118 dB SPL para las frecuencias de 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz y 4 kHz respectivamente. Para una revisión más profunda de este procedimiento acudir a Zenker y Barajas (25).

### Conclusión

El principal reto de la adaptación audiológica pediátrica es poder ajustar un audífono a una edad temprana disponiendo de información limitada de la sensibilidad auditiva. En esta tarea los PEA pueden ser de gran ayuda teniendo en cuenta las limitaciones de estas técnicas. Estas son principalmente dos, (a) la estimación que necesariamente hay que llevar a cabo a partir de los umbrales fisiológicos (dB nHL) para obtener el umbral equivalente a la

audiometría tonal (dB edHL) y (b) la falta de capacidad de estimulación selectiva de algunos de los procedimientos descritos.

En la actualidad la mayoría de los módulos de adaptación permiten introducir información de umbrales de PEA. Es importante tener en cuenta que a pesar de las facilidades que nos brindan los fabricantes, en el caso de las adaptaciones pediátricas es conveniente individualizar todo el proceso de adaptación toda vez que la variabilidad tanto inter como intra individual es mayor que en el adulto. Los datos normativos desarrollados para los adultos no pueden ser aplicados sin más en la población pediátrica. Los recién nacidos y los niños de corta edad tienen canales auditivos más pequeños que se diferencian significativamente del de los adultos e incluso entre niños de la misma edad. En las adaptaciones pediátricas es un imperativo individualizar la prescripción mediante la ob-



**Figura 6:** A la izquierda se observa la estimación del rango dinámico auditivo de este paciente a partir de los registros de PEA. En el gráfico de la derecha se representa el procedimiento de cálculo de los diferentes parámetros de ajuste del audífono a partir del LTASS y del rango auditivo.

tención del RECD. El registro de esta diferencia permitirá estimar el REAR para cada caso mediante medidas electroacústicas en acoplador de 2 cm<sup>3</sup>.

Recordemos al menos dos fuentes de error que hemos revisado en este artículo. La primera deviene del método prescriptivo y la estimación que lleva acabo de la sensación sonora. La otra fuente de error es producto de las condiciones de registro de cada laboratorio que deben ser tenidas en cuenta a la hora de obtener las diferencias entre los umbrales psicofísicos y los fisiológicos. Ambas deben ser tenidas en cuenta especialmente en las adaptaciones audioprotésicas en niños de corta edad.

En este artículo hemos revisado los principales procedimientos electrofisiológicos que pueden ser de utilidad en el ajuste de prótesis auditivas. De entre ellos los PEAAe son la herramienta más prometedora toda vez que permite explorar la sensibilidad auditiva de forma específica en frecuencia tanto a niveles liminales como supraliminales. Los estudios llevados acabo por nuestro grupo muestran unas correlaciones robustas entre la amplitud de las respuestas bioeléctricas y la intensidad de los estímulos de los PEAAe. Esta relación sugiere la posibilidad de estimar a partir de la función intensidad - amplitud de los PEAAe los principales parámetros de ajuste de las prótesis auditivas; ganancia, ratio de compresión y limitación de salida del audífono. Estas estimaciones superarían los errores derivados de las estimaciones de la sensación sonora.

## Bibliografía

**1. Barajas, J.J., Zenker, F y R. Fernández Belda.** (2007) Potenciales evocados auditivos. En Carlos Suarez

(Ed.): Tratado de Otorrinolaringología y Patología de Cabeza y Cuello. Capitulo 83. Páginas 1133 – 1155.

**2. Zenker Castro, F.** La caracterización de la sensibilidad auditiva mediante pruebas electrofisiológicas en niños de 0 a 3 años. Boletín de AELFA. 2008; Número 2. pp. 9-11

**3. Kiang, N.Y-S.** 1975. Stimulus representation in the discharge patterns of auditory neurons. In D.B. Tower (ed.). The nervous system. Volume 1. Human communication and its disorders (pp.81-96). New York, NY: Raven Press.

**4. Geisler C, Frishkopf LS, Rosenblith WA.** Extracranial responses to acoustic clicks in man. Science 1958;128:1210-1.

**5. Barajas JJ, Exposito M, Fernandez R, Martin LJ.** Middle latency response to a 500-Hz tone pip in normal-hearing and in hearing-impaired subjects. Scand Audiol 1988;17(1):21-6.

**6. Brown E, Klein AJ, Snyder KA.** (1999). Hearing-aid-processed tone pips: electroacoustic and ABR characteristics. J Am Acad Audiol.;10(4):190-7.

**7. Gerling IJ.** (1991) . In search of a stringent methodology for using ABR audiometric results. Hear J 44 :26-30 .

**8. Gorga MP, Beauchaine KA, Reiland JK** (1987). Comparison of onset and steady-state responses of hearing aids: implications for use of the auditory brainstem response in the selection of hearing aids. J Speech Hear Res; 30(1):130-6.



- 9. Mahoney TM.** (1985) . Auditory brainstem response hearing aid applications . In : Jacobson JT, ed. *The Auditory Brainstem Response* . San Diego: College-Hill Press, 349-370.
- 10. Suzanne C. Purdy and Andrea S, Kelly** (2001). Cortical auditory evoked potential testing in infants and young children. *The New Zealand Audiological Society Bulletin* Vol. 11, No. 3, Nov. 2001 pp.16-24.
- 11 Peggy A. Korczak, Diane Kurtzberg and David R. Stapells** (2005). Effects of Sensorineural Hearing Loss and Personal Hearing Aids on Cortical Event-Related Potential and Behavioral Measures of Speech-Sound Processing. *Ear & Hearing*. April 2005, Volume 26, Issue 2.
- 12. Anu Sharma, Emily Tobey, Michael Dorman, Sneha Bharadwaj, Kathryn Martin, Phillip Gilley, Fereshteh Kunkel.** (2004). Central Auditory Maturation and Babbling Development in Infants With Cochlear Implants. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*/Vol 130.
- 13. Barajas, J.J. y Zenker F.** Alteraciones de las funciones auditivas centrales. En: *Audiología. Técnicas de exploración. Hipoacusias neurosensoriales*. Editor: Teresa Rivera Rodríguez, Medicina STM Editores, S.L. Barcelona, 2003, pp. 125-138.
- 14. Martin BA, Tremblay KL, Korczak P.** (2008). Speech evoked potentials: from the laboratory to the clinic. *Ear Hear*;29(3):285-313.
- 15. Barajas, J.J., & Zenker, F.** (1996). Auditory brainstem response to 1000 Hz filtered tone burst in normal hearing subjects. Paper presented at the XXIII International Congress of Audiology. Bari, Italy.
- 16. Don, M., Eggermont, J.J., and Brackmann, D.E.** 1979. Reconstruction of the audiogram using brain stem responses and high-pass noise masking. *Annals of Otology, Rhinology and Laryngology* 83 Suppl. 57: 1-20.
- 17. Philibert B, Durrant JD, Ferber-Viart C, Duclaux R, Veuillet E, Collet L.** (2003). Stacked tone-burst-evoked auditory brainstem response (ABR): preliminary findings. *Int J Audiol*; 42 (2):71-81.
- 18. Beck, Douglas L.; Samsson, Maria Løye; Moodie, Sheila** (2009). Facilitating a smooth transfer from ABR to hearing aid fittings. *The Hearing Journal*. Volume 62 - Issue 12 - pp 20-28.
- 19. David R. Stapells** (1988) Frequency-Specific Evoked Potential Audiometry in Infants. *A Sound Foundation Through Early Amplification*. Capítulo 2. pp 12-31.
- 20. Kevin Munro** (2006) Integrating the RECD into the hearing instrument fitting process. *Phonak Focus* 33.
- 21. Barajas, J.J. y Zenker, F.** Potenciales Evocados Auditivos Continuos. [en-línea]. *Auditio: Revista electrónica de audiolgía*. 1 Marzo 2002, vol. 1(2), pp. 20-24. <<http://www.auditio.com/revista/pdf/vol1/2/010202.pdf>>

**22. Zenker Castro, Franz, Juan Barajas de Prat, Jose and Larumbe Zabala, Eneko** (2008). Loudness and auditory steady-state responses in normal-hearing subjects. *International Journal of Audiology*, 47:5, 269 — 275

**23. Zenker, F., Delgado Hernández, J. y Barajas, J.J.** (2003). Características acústicas y aplicaciones audiológicas del promedio del espectro del habla a largo plazo. *Revista de Logopedia, Foniatría y Audiología*, Vol. 23, No. 2, 13-20.

**24. Mora Espino R, Zenker F, Fernández Belda R, and Barajas de Prat JJ.** (2009). Uncomfortable Loudness Levels in Normal Hearing Adults Derived from the Auditory Steady State Responses. IX Congress of the European Federation of Audiology Societies. Hotel Semiramis, Puerto de la Cruz, Tenerife, España.

**25. Zenker F. & Barajas JJ** (2008). ASSRs: Their Role in Hearing Device Fitting. In: Gary Rance, editor. *The Auditory Steady-State Response: Generation, Recording & Clinical Application*. San Diego: Plural Publishing; 2008. p. 241-263.