

La adaptación audioprotésica pediátrica precoz a partir de registros de potenciales evocados auditivos de estado estable

F. Zenker Castro¹, R. Fernández Belda², J. J. Barajas de Prat³

¹Fundación Canaria Dr. Barajas para la Investigación y Prevención de la Sordera. Santa Cruz de Tenerife. España. ²Clínica Barajas. Santa Cruz de Tenerife. España. ³Universidad de La Laguna. Facultad de Psicología. Santa Cruz de Tenerife. España.

Resumen: La detección temprana del defecto auditivo tiene sentido en la medida que puede conllevar la intervención precoz mediante sistemas de corrección auditiva. La prótesis auditiva es el procedimiento de habilitación sonora más frecuente. Los protocolos de adaptación audioprotésicos específicamente pediátricos exigen la caracterización de la sensibilidad auditiva de la forma más precisa posible. Las técnicas de registro electrofisiológico están especialmente indicadas en la determinación del umbral auditivo desde los primeros meses de la vida por su objetividad, fiabilidad y validez. En este estudio participaron 20 participantes normoyentes y 17 hipoacúsicos de corta edad. Se obtuvieron registros de Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAee) en ambos grupos. A partir de estos registros se estimaron los parámetros de ajuste y reglaje de las adaptaciones audioprotésicas llevadas a cabo en el grupo de niños hipoacúsicos. Los resultados de este estudio sugieren que los parámetros de ajuste de las adaptaciones audioprotésicas pueden determinarse directamente a partir de respuestas electrofisiológicas. La relación entre la intensidad de estimulación y la amplitud de los PEAee permite establecer el rango dinámico, ganancia, compresión y limitación de salida de la prótesis auditiva. Este procedimiento está especialmente indicado en recién nacidos y niños de corta edad en el que otro tipo de pruebas no pueden ser llevadas a cabo.

Palabras clave: Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable. Hipoacusia infantil. Prótesis auditivas. Métodos de prescripción de la ganancia.

Fitting hearing aids in newborns from auditory steady state responses

Abstract: The purpose of the Newborn Hearing Screening Program is to achieve early. Identification and appropriate

intervention for hearing loss. Hearing aids are the most frequent intervention for deafness. Paediatric specific clinical protocols for fitting hearing aids always recommend accurate characterisation of hearing thresholds in newborns. In this sense, electrophysiological procedures are specially indicated in determined hearing sensibility from the first age of life since it is an objective and reliable procedure. 20 normal hearing subject and 17 hearing loss subjects participated in this study. Auditory Steady State Responses (ASSR) were obtained from all of them. Hearing aid fitting was established from the electrophysiological responses. Dynamic range, gain, compression ratio and maximum output of the hearing aid were obtained from the intensity amplitude function of the ASSR. The procedure discussed in this study is specially indicated in newborns and very young children in which other test are not suitable.

Key words: Auditory Steade State Responses.

INTRODUCCIÓN

La implantación de los programas de detección precoz de la hipoacusia ha permitido la identificación temprana de recién nacidos con pérdida auditiva^{1,3}. Dentro de los objetivos de estos programas deben establecerse las estrategias de intervención posterior⁴. Las estrategias más frecuentes se basan en la habilitación del lenguaje mediante sistemas de corrección como el implante coclear o las prótesis auditivas y la intervención logopédica posterior. El poco conocimiento de los protocolos de adaptación audioprotésica específicamente pediátricos puede implicar la decantación por estrategias de intervención más costosas y radicales y no necesariamente más eficaces. Este hecho es especialmente verdad en pérdidas severas y profundas en las que la decisión entre el implante coclear y la prótesis auditiva puede no estar del todo claro.

Por otro lado, los métodos de ajuste audioprotésico desarrollados por los principales fabricantes de prótesis auditivas han prestado poca atención hacia la población pe-

Correspondencia: Franz Zenker Castro
Clínica Barajas
C/ Pérez de Rozas, 8
38004 Santa Cruz de Tenerife
E-mail: zenker@clinicabarajas.com
Fecha de recepción: 26-1-2006
Fecha de aceptación: 21-8-2006

diátrica imponiendo en el niño los procedimientos desarrollados para el adulto^{5,6}. Ante la falta de métodos específicamente pediátricos, en los últimos años han surgido protocolos clínicos orientados a definir procedimientos de adaptación audioprotésica en población infantil. Estos protocolos elaborados por laboratorios, universidad y grupos de profesionales independientes insisten en la necesidad de llevar a cabo diagnósticos clínicos orientados a la adaptación posterior, el empleo de procedimientos de adaptación diferenciados del adulto y la necesidad de individualizar la adaptación en función de cada niño en particular⁷⁻⁹.

En la práctica clínica, la adaptación protésica precoz comienza por la determinación de los umbrales a partir de pruebas electrofisiológicas y/o conductuales⁶. Cada uno de estos procedimientos cuenta con limitaciones al aplicarse en población pediátrica. El establecimiento de la sensibilidad auditiva mediante pruebas de comportamiento en niños de 0 a 6 meses de edad debe de llevarse a cabo mediante Audiometrías por Observación de la Conducta¹⁰. Una vez que puede obtenerse del niño una reacción condicionada a un estímulo debe usarse la Audiometría por Refuerzo Visual¹¹. Sin embargo este tipo de procedimientos audiométricos no están exentos de complicaciones entre las que destacan la rápida habituación a los estímulos, la imprescindible colaboración del niño y el sesgo del examinador al identificar e interpretar las conductas como respuestas¹².

Las pruebas conductuales no deben usarse de forma aislada al diagnosticar a un recién nacido¹³. En orden a validar el grado de pérdida es necesario obtener información precisa de los umbrales usando pruebas no conductuales. Los registros electrofisiológicos¹⁴ complementan algunas de las limitaciones de las técnicas conductuales ya que no es necesaria la colaboración del paciente al inferir la audición a partir de respuestas cerebrales. Los Potenciales Evocados Auditivos del Tronco Cerebral (PEATC) es la prueba electrofisiológica más frecuente para establecer la sensibilidad auditiva en niños¹⁵. Sin embargo a pesar de provocar respuestas fisiológicas de gran robustez los PEATC no están exentos, al igual que las pruebas conductuales, de limitaciones metodológicas. En este sentido, los PEATC, no pueden ser utilizados para el estudio de la sensibilidad auditiva de forma específica en frecuencia por lo que su aplicación en la adaptación audioprotésica no es recomendable¹⁶.

Los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAee) es una técnica electrofisiológica de reciente implantación clínica que permite establecer el umbral auditivo electrofisiológico de forma rápida, objetiva y específica en frecuencia¹⁷. La estimación se lleva a cabo mediante la presentación de hasta cuatro tonos modulados simultáneamente en ambos oídos¹⁸. La respuesta es identificada a través de un algoritmo de detección automático de forma objetiva¹⁹. Posteriormente se lleva a cabo la reconstrucción del audiograma a través de la estimación de la sensibilidad auditiva psicoacústica a partir de los umbrales electrofisiológicos²⁰⁻²².

Una vez caracterizada la pérdida auditiva mediante pruebas de comportamiento y técnicas electrofisiológicas se

procede al reglaje del audífono mediante algún método de prescripción de la ganancia al uso. Los métodos de prescripción con orientación específicamente pediátrica como el *Desired Sensation Level*, DSL [i/o]²³ o el *Nacional Acoustic Laboratory*, NAL-NL1²⁴, se basan en la prescripción de los parámetros de ajuste a partir de los umbrales auditivos psicoacústicos²⁵. Por lo tanto, estos métodos incorporan en sus prescripciones los errores de medida derivados de los procedimientos empleados en la obtención de la sensibilidad auditiva. En la mayoría de los casos estos umbrales provienen de audiometrías de comportamiento de baja fiabilidad o de PEATC sin información específica en frecuencia. En la actualidad no se dispone de métodos de prescripción cuyos parámetros de ajuste se obtengan a partir exclusivamente de umbrales electrofisiológicos. En este estudio se presenta un método de adaptación de prótesis auditivas para población pediátrica a partir de respuestas electrofisiológicas. Este método de adaptación podría ser utilizado en niños desde las primeras semanas de vida.

MATERIAL Y MÉTODOS

Sujetos

Se seleccionó una muestra como grupo control compuesta por 20 participantes (40 oídos) normoyentes con edades comprendidas entre los 18 y 31 años de edad. El grupo experimental estuvo compuesto por 17 niños (34 oídos) con pérdida de audición con edades comprendidas entre los 3 meses de vida y los 4 años de edad. En ambos grupos se llevó a cabo una otoscopia, timpanometría, registro de emisiones otoacústicas y audiometría tonal, por observación de la conducta o refuerzo visual dependiendo de la edad del participante previa al registro electrofisiológico.

Registro

El registro electrofisiológico de PEAee fue llevado a cabo con un equipo AUDIX NEURONIC. El montaje consistió en la aplicación de electrodos de disco (Ag/AgCl) al cuero cabelludo con pasta conductora. El electrodo activo fue aplicado al vertex (Cz), la referencia 1,5 cm debajo del inion y el electrodo de tierra en Fpz. La impedancia de los electrodos fue menor de 5 kOhm. La ganancia de la amplificación de la actividad bioeléctrica fue de 12000. El filtro de paso de alto se configuró en 10 Hz y 300 Hz el de paso bajo. En cada participante se registraron 40 promediaciones independientemente del momento en que se alcanzó la significación estadística. Cada registro individual fue almacenado para su posterior análisis.

Estímulo

El estímulo empleado en la provocación de las respuestas bioeléctricas estaba compuesto por una mezcla de

tonos continuos de 0,5, 1, 2 y 4 KHz modulados en amplitud. Las frecuencias portadoras fueron de 77, 85, 93 y 101 Hz y de 81, 89, 97 y 105 Hz para los oídos izquierdo y derecho respectivamente, con una profundidad de modulación del 95%. Se presentaron los estímulos de forma dicótica a través de auriculares TDH - 49. La estimulación comenzó a 80 dB HL disminuyendo en 10 dB una vez registradas las 40 promediaciones dándose por concluido el registro a 20 dB HL.

Análisis

Para el análisis de este estudio se ha utilizado el paquete estadístico SPSS 9.0. Se han ajustado los resultados mediante regresión lineal simple siguiendo el modelo de mínimos cuadrados. Las funciones descritas por las rectas de regresión se llevaron a cabo sobre la intensidad de los estímulos presentados y la amplitud eléctrica de las respuestas biológicas registradas. Siguiendo el mismo procedimiento de ajuste de los datos se obtuvieron las rectas de regresión para la sensación de sonoridad de los participantes estudiados en función de las amplitudes bioeléctricas registradas en el mismo grupo de participantes. Para comparar los diferentes procedimientos de prescripción de la ganancia se llevó a cabo una ANOVA de dos vías (Frecuencia del estímulo x Método de Prescripción).

RESULTADOS

Sujetos Normoyentes

El procedimiento de cálculo de los parámetros de ajuste del audífono se deriva a partir de la función intensidad - amplitud de los PEAAe en participantes normoyentes²⁶. Para ello se determinó las amplitudes de las respuestas de estado estable para las frecuencias de 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz y 4 kHz en el grupo de participantes normoyentes. En la Fig. 1 se representa gráficamente la función intensidad - amplitud. El ajuste de ambas variables al modelo de regresión lineal muestra un aumento estadísticamente significativo de la amplitud de las respuestas de estado estable en función de la intensidad del estímulo para las cuatro frecuencias estudiadas (p<0,001). Se obtienen correlaciones significativas en ambos oídos de 0,615 (p<0,001) para la frecuencia de 500 Hz, 0,678 (p<0,001) para 1 kHz, 0,637 (p<0,001) para 2 kHz y 0,785 (p<0,001) para 4 kHz. La recta de regresión para la frecuencia de 500 Hz tiene una pendiente de 0,0018 (p<0,001) de 0,0014 (p<0,001) para 1 kHz, de 0,0010 (p<0,001) para 2 kHz y de 0,0012 para la frecuencia de 4 kHz (p<0,001).

Ajuste de la prótesis auditiva

El siguiente ejemplo ilustra el procedimiento seguido a partir de los PEAAe de un niño de 27 meses de edad diagnosticado de hipoacusia neurosensorial severa. En la Fig. 2

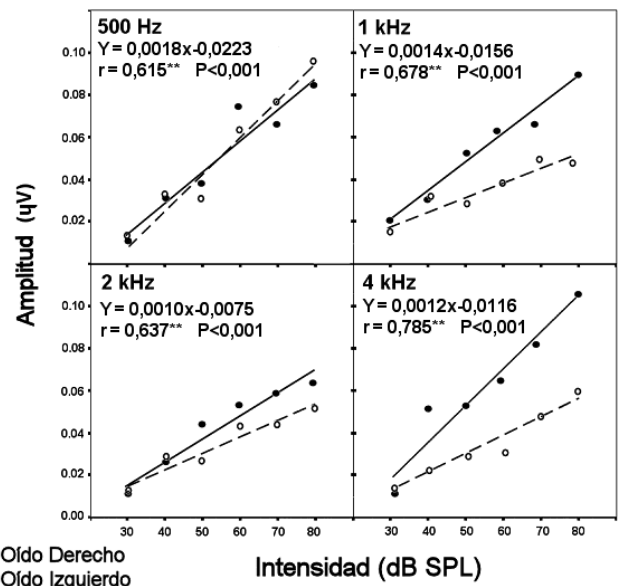


Figura 1. Función amplitud - intensidad para la muestra de 20 sujetos normoyentes para las frecuencias de 500 Hz, 1kHz, 2 kHz, 3 kHz y 4 kHz para ambos oídos. Se observa un aumento en la amplitud de los registros de PEAAe a medida que la intensidad de estimulación aumenta. Las correlaciones son significativas para las 4 frecuencias estudiadas (p<0,001) en ambos oídos.

se observan los resultados de los PEAAe obtenidos estimulando el oído derecho. Se determina el umbral electrofisiológico en 50 dB SPL para las frecuencias de 500Hz y 1 kHz, 60 dB SPL para la frecuencia de 2 kHz y 70 dB SPL para la frecuencia de 4 kHz.

En la Fig. 3 a la izquierda de la gráfica se observa la

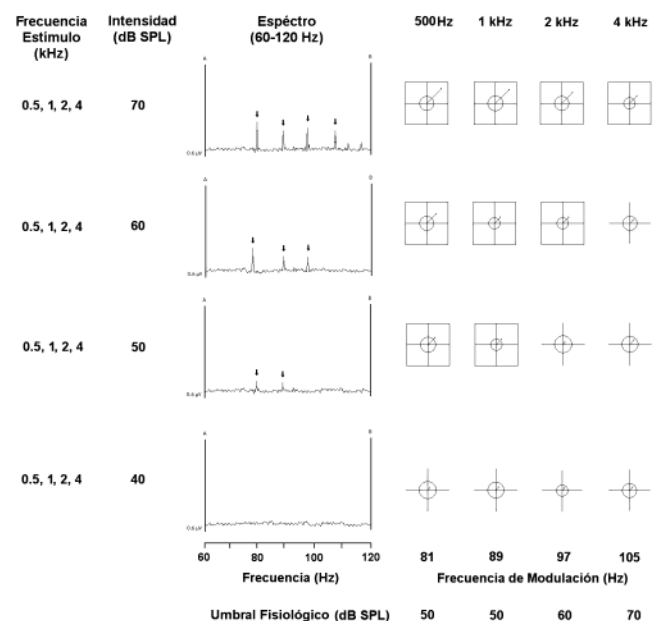


Figura 2. Registro de PEAAe obtenido en un niño de 27 meses de edad del oído derecho. Se identifican respuestas en las cuatro frecuencias estudiadas para 70 dB SPL de estimulación, a 60 dB se identifican las frecuencias 500 Hz, 1kHz y 2 kHz, a 50 dB SPL las frecuencias de 500 Hz y 1 kHz. A 40 dB SPL no se identifican respuestas.

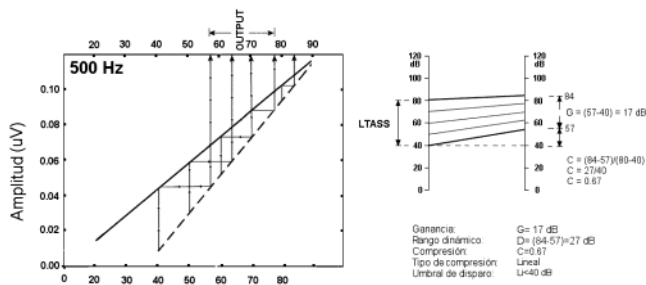


Figura 3. A la izquierda se observa la estimación del rango dinámico auditivo de este paciente a partir de los registros de PEAee. En el gráfico de la derecha se representa el procedimiento de cálculo de los diferentes parámetros de ajuste del audifono a partir del LTASS y del rango auditivo.

proyección del rango dinámico de entrada para el Promedio del Espectro del Habla (*Long Term Average Speech Spectrum*, LTASS; 31) para la frecuencia de 500 Hz sobre la función intensidad-amplitud obtenida anteriormente en la muestra de participantes normoyentes. A la derecha de la Fig. 3 se representan las características de ajuste y reglaje del audifono para la frecuencia de 500 Hz. Finalmente la ganancia del audifono calculada para esta frecuencia es de 17 dB y la compresión para esta banda se establece en 0,67.

En la Figura 4 se representa la función amplitud - sensación de sonoridad²⁷⁻²⁹ a partir de la cual se deriva la máxima presión de salida (MPO) del audifono. Se obtienen correlaciones significativas en ambos oídos de 0,47 ($p < 0,001$) para la frecuencia de 500 Hz, 0,45 ($p < 0,001$) para 1 kHz, 0,52 ($p < 0,001$) para 2 kHz y 0,68 ($p < 0,001$) para 4 kHz. La correlación para las cuatro frecuencias estudiadas colapsadas en una sola función es del 0,49 ($p < 0,001$).

A partir de esta función se obtuvo la siguiente ecuación para determinar el MPO del audifono seleccionado para el caso presentado en este estudio. En la siguiente ecuación

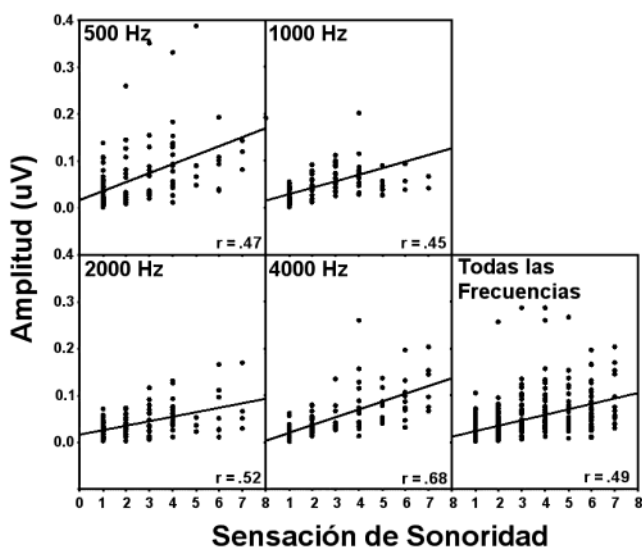


Figura 4. Líneas de regresión entre la sensación de sonoridad y la amplitud de los PEAee para las frecuencias de 500 Hz, 1 kHz, 2 kHz y 4 kHz. A partir de estas rectas se predice el MPO del audifono para las cuatro frecuencias estudiadas.

ción B0, B1 y B2 son constantes en función de la frecuencia (f_0) de amplificación^{28,29}. 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.

$$Y_{(f_0)} = B_0 + B_1 * \text{Intensidad} + B_2 * \text{Amplitud}$$

Siguiendo el procedimiento anteriormente descrito se obtuvieron los parámetros electroacústicos de rango dinámico, ganancia, compresión y limitación de salida para el grupo de participantes hipoacúsicos. A fin de comparar la metodología propuesta en este estudio con otros procedimientos al uso de prescripción de la ganancia se llevó a cabo un análisis de la varianza de dos factores (frecuencia x método de prescripción de la ganancia). Los procedimientos comparados fueron el método Berger³², POGO II³³, NAL-RP³⁴ y el propuesto en este estudio (PEAee). En el análisis estadístico de los datos no se han encontrado diferencias significativas entre las ganancias prescritas para el grupo de participantes hipoacúsicos en el promedio de las cuatro frecuencias estudiadas ($p < 0,95$). Se observaron diferencias significativas entre los métodos PEAee y Berger para las frecuencias de 500 Hz y 1 kHz ($F_{1,69} = 16,32$, $p < 0,001$). Estos métodos prescriben valores de ganancia superiores al NAL-RP ($F_{1,69} = 11,88$, $P < 0,001$) y POGO II ($F_{1,69} = 15,42$, $p < 0,001$) en estas frecuencias (Fig. 5).

DISCUSIÓN

El diagnóstico del recién nacido con alteraciones auditivas requiere información precisa a cerca de los umbrales auditivos específicos en frecuencia para cada oído. La selección, ajuste y reglaje de la prótesis auditiva dependerá de la precisión del diagnóstico y de la caracterización de la sensibilidad auditiva. En este estudio se presenta un método de ajuste y reglaje del audifono a partir de respuestas electrofisiológicas cerebrales desencadenadas por estímulos auditivos. Este procedimiento está especialmente indicado para niños recién nacidos y de corta edad en las que otro tipo de pruebas clínicas no pueden llevarse a cabo o resultan poco fiables.

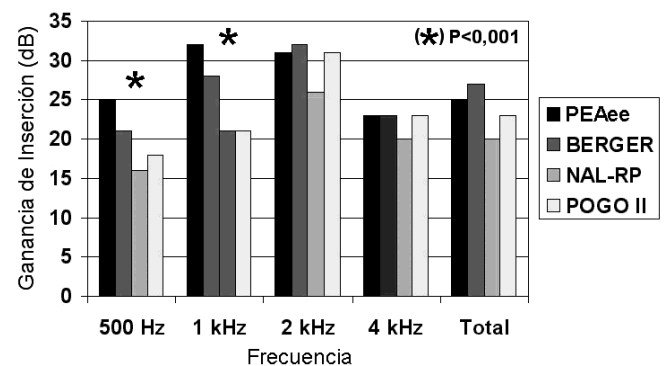


Figura 5. Comparación de las medias de la ganancia de inserción para los métodos de prescripción de la ganancia Berger, NAL-RP, POGO II y el método de prescripción presentado en este estudio (PEAee).

Los métodos de prescripción de la ganancia se utilizan en la actualidad para el reglaje y ajuste de los audífonos en pacientes con pérdida auditiva. Estos métodos establecen los parámetros de ajuste electroacústicos a partir de los valores de la sensibilidad auditiva obtenidos mediante la audiometría tonal. En niños recién nacidos y en los primeros meses de vida este tipo de pruebas resultan poco fiables y difíciles de obtener. A estas edades, las pruebas electrofisiológicas poseen una mayor fiabilidad en la estimación del umbral auditivo que las pruebas psicofísicas. Esta estimación sin embargo no está exenta de dificultades por tres razones: (a) no existe un consenso a cerca de los procedimientos utilizados para esta estimación, (b) no hay una gran experiencia en niños de corta edad y (c) una vez estimado el audiograma puede llegar a tener un error en la estimación del umbral de hasta ± 15 dB.

Los resultados obtenidos en este estudio muestran unas correlaciones positivas entre la amplitud de las respuestas bioeléctricas y la intensidad de los estímulos presentados. Esta relación sugiere la posibilidad de estimar a partir de la función intensidad - amplitud los principales parámetros de ajuste de las prótesis auditivas. Los resultados obtenidos en el grupo de participantes hipoacúsicos muestran una ganancia de inserción prescrita que no difiere de la obtenida por procedimientos basados en pruebas psicoacústicas. Estas similitudes pueden considerarse como un indicador de la validez del procedimiento propuesto.

La utilización directa de los umbrales obtenidos a partir de los PEAAe en los algoritmos de prescripción conlleva a incorporar al cálculo de la ganancia los errores de medida inherentes a la estimación del audiograma. Estas estimaciones son inaceptables en el caso de las adaptaciones audioprotésicas ya que pueden conllevar a errores de sobre o inframplificación de hasta 30 dB. Es conveniente tener en cuenta que aunque los PEAAe permitan la caracterización del audiograma con mayor resolución que los PEATC esta técnica no está exenta de limitaciones a la hora de establecer la sensibilidad auditiva. Si bien clínicamente las estimaciones audiométricas llevadas a cabo por los PEAAe pueden tener valor diagnóstico desde el punto de vista de las adaptaciones audioprotésicas aun es necesario validar su eficacia. El procedimiento propuesto en este estudio para la obtención de los parámetros electroacústicos directamente a partir de los registros de estado estable evita la estimación de los umbrales psicoacústicos. De esta forma se llevan a cabo todos los cálculos necesarios para la prescripción a partir de las respuestas fisiológicas.

En este estudio se presenta un método para la adaptación de prótesis auditivas para niños recién nacidos desde los primeros meses de la vida a partir de registros electrofisiológicos. La amplitud y la intensidad de los registros de estado estable permiten de forma específica en frecuencia determinar parámetros de ajuste y reglaje como el rango dinámico, ganancia, compresión y limitación de salida de la prótesis auditiva. Este procedimiento permite establecer la adaptación protésica de forma objetiva frente a los métodos de prescripción que infieren estos parámetros a edades muy

tempranas a partir de pruebas psicofísicas de baja fiabilidad.

Referencias

1. Barsky-Firkser L, Sun S. Universal newborn hearing screenings: A three-year experience. *Pediatrics*. 1997;99:1-5 <http://www.pediatrics.org/cgi/content/full/99/6/e4>
2. Daemers K, Dirckx J, Van Driessche K, Somers Th, Offeciers FE, Govaerts PJ. Neonatal hearing screening with otoacoustic emissions: an evaluation. *Acta Oto-Rhino-Laryngologica Belg* 1996;50:203-209.
3. Manrique M, Morera C, Moro M. Detección precoz de la hipoacusia infantil en recién nacidos de alto riesgo. Estudio multicéntrico. *An Esp Pediatr* 1994; 40 (suppl 59): 11-45.
4. Comisión para la Detección Precoz de la Hipoacusia. Programa para la detección precoz, el tratamiento y la prevención de la hipoacusia infantil; 1999.
5. Zenker F, Barajas JJ. Adaptación de audífonos en función del promedio del espectro de la palabra hablada. Estudio de un caso único. En: *Logopedia escolar y clínica. Últimos avances en Evaluación e Intervención*. Editor: José Domingo Martín Espino, Madrid, Editorial CEPE, 1999, pp. 329-336.
6. Calvo JC, et al. Audición Infantil. Marco referencial de adaptación audioprotésica infantil. Editores: Juan Carlos Calvo y Mariana Magglio de Maggi. Clipmedia ediciones, Barcelona, España, 2003.
7. Grupo Audioprotésico Pediátrico (GAP). Recomendaciones de amplificación pediátrica. Editor: Juan Carlos Calvo Prieto, Programa Infantil Phonak, Barcelona, España, 2004.
8. Auditory-Verbal International. Recommended Protocol for Audiological Assessment, Hearing Aid Evaluation, and Cochlear Implant Monitoring. 2003.
9. Upfold LJ, Smither MF. Hearing-aid fitting protocol. *Br J Audiol* 1981;15:181-8.
10. Buttross SL, Gearhart JG, Peck JE. Early identification and management of hearing impairment. *American Family Physician* 1995;51: 1437-1447.
11. Delaroche M, Thiebaut R, Dauman R. Behavioral audiometry: protocols for measuring hearing thresholds in babies aged 4-18 months. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol* 2004;68:1233-43.
12. Stelmachowicz PG, Gorga M. Audiology: Early Identification and Management of Hearing Loss. In Cummings, Fredrickson, Harker, Krause, Richardson, Schuller (eds.) *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 3rd Edition. Mosby-Year Book, Inc., pp 401-417. 1998.
13. Barajas JJ, Olaizola F, Tapia MC, Alarco J, Alaminos D. Audiometric study of the neonate. Impedance Audiometry. Behavioural responses and brain stem audiometry. *Audiology*. 1981;20:41-52.
14. Barajas JJ. (1985): Auditory Brainstem and Middle Latency Responses in Early Detection of Hearing loss Infants. Elsevier Sciences Publishers 1985;1:289-292.
15. Barajas JJ y Zenker F. Potenciales evocados auditivos. En Carlos Suarez (Ed.): *Tratado de Otorrinolaringología y Patología de Cabeza y Cuello*. Tomo II (Otología). Proyectos Médicos. Madrid, España. 1999;72.
16. Delgado J, Zenker F y Barajas JJ. Hearing Aid adjustment by Auditory Brainstem Responses Audiometry. XVIII IERASG Biennial Symposium. Puerto de la Cruz, Tenerife, España. 2003.
17. Barajas JJ, Zenker F. Potenciales Evocados Auditivos Continuos. [on-line]. *Auditio: Revista electrónica de audiolgía*. 1 Marzo 2002, vol. 1(2), pp. 20-24. <http://www.auditio.com/revista/pdf/vol1/2/010202.pdf>
18. Lins OG, Picton TW. Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. *Electroenceph Clin Neurophysiol* 1995;96:420-432.
19. Valdes JL, Perez-Abalo MC, Martin V, Savio G, Sierra C, Rodriguez E, et al. Comparison of the statistical indicators for the automatic detection of 80 Hz auditory steady state responses. *Ear Hear* 1997; 18:420-9.
20. Lins OG, Picton TW, Boucher L, Durieux-Smith A, Champagne SC,

- Moran LM, et al. Frequency-speci caudiometry using steady-state responses. *Ear Hear* 1996;17:81-96.
21. Barajas JJ, Zenker F y Delgado J. Threshold estimation by Auditory Steady-State Responses compared to Auditory Brainstem Responses testing. XVIII IERASG Biennial Symposium. Puerto de la Cruz, Tenerife, España, 2003.
 22. Pérez Abalo MC, Savio G, Tapia MC, Zenker F, Delgado J, Barajas JJ, Torres A. The Multiple Auditory Steady State Response accurately predicts mild hearing losses with different audiometric configurations. XVIII IERASG Biennial Symposium. Puerto de la Cruz, Tenerife, España, 2003.
 23. Cornelise LE, Seewald, RC, Jamieson DG. The Input-Output formula. A theoretical approach to the fitting of personal amplification devices. *J Acoust Soc Am* 1995;97:1854-64.
 24. Byrne D, Tornison W. Selecting gain of hearing aids for persons with sensorineural hearing impairments. *Scand Audiol* 1976;5:51-9.
 25. Zenker F. La prescripción de la ganancia en la adaptación audiológica. [on-line]. *Auditio: Revista electrónica de audiológica*. 1 Septiembre 2002, vol. 1(3), pp. 20-24. <http://www.auditio.com/revista/pdf/vol1/3/010202.pdf>
 26. Zenker F, Delgado J, Barajas JJ. Hearing Aid Adjustment by Auditory Steady States Responses Audiometry. XVIII IERASG Biennial Symposium. Puerto de la Cruz, Tenerife, España, 2003.
 27. Zenker F, Santos V, Larumbe E, Fernández R, Barajas JJ. Loudness and Auditory Steady State Responses. XVII International Congress of Audiology. Phoenix, Arizona, EEUU, 2004.
 28. Serpanos Yula C, O'Malley, Honor; Gravel, Judith S. The Relationship between Loudness Intensity Functions and the Click-ABR Wave V Latency. *Ear & Hearing*, 1997;18(5): 409-419.
 29. Darling RM, Price LL. Loudness and auditory brainstem evoked response. *Ear and Hearin*, 1990;11:289-295.
 30. Zenker F, Delgado J y Barajas JJ. Hearing Aid Selection by Auditory Steady States Responses Audiometry. Helsinki Winter School in Cognitive Neuroscience 2003. Helsinki, Finlandia, 2003.
 31. Zenker F, Delgado Hernández J, Barajas JJ. Características acústicas y aplicaciones audiológicas del promedio del espectro del habla a largo plazo. *Revista de Logopedia, Foniatria y Audiología* 2003; 23:13-20.
 32. Berger KW, Hagberg EN, Rane RL. Prescription of hearing aids: Rationales, Procedures and Results: 5th Edition, Herald Publishing, Kent OH, 1988.
 33. McCandless GA, Lyregaard PE. Prescription of gain and output (POGO) for hearing aids. *Hear Instrum* 1983;3:16-21.
 34. Byrne D, Parkinson A, Newall P. Modified hearing aid selection procedures for severe/profound hearing losses. In: Studebaker G, Bess F, Beck L (eds). *The Vanderbilt Hearing Aid Report II*, Maryland, York Press. 1991.