

Evaluación de la eficacia del registro multicanal del Potencial Evocado Auditivo de estado estable a Múltiples frecuencias (PEAeeMf)

Arquímides Montoya Pedrón, María Cecilia Pérez Abalo, Meydis Macías Navarro

Para citar este artículo:

Montoya Pedrón A., Pérez Abalo M., Macías Navarro M. (2012). Evaluación de la eficacia del registro multicanal del Potencial Evocado Auditivo de estado estable a Múltiples frecuencias (PEAeeMf). *Auditio*, 3(3), 73-84. <https://doi.org/10.51445/sja.auditio.vol3.2013.0044>

Enlace al artículo:

<https://doi.org/10.51445/sja.auditio.vol3.2013.0044>

Historial:

Publicado (online): 01-04-2012



Evaluación de la eficacia del registro multicanal del Potencial Evocado Auditivo de estado estable a Múltiples frecuencias (PEAeeMf)

Arquímedes Montoya Pedrón, María Cecilia Pérez Avalo, Meidys Macías Navarro

Hospital General "Dr. Juan Bruno Zayas Alfonso". Santiago de Cuba. Cuba.

Resumen

Los Potenciales Evocados Auditivos de estado estable a múltiples frecuencias (PEAeeMf) han alcanzado una amplia difusión en la evaluación objetiva de la audición y usualmente han sido registrados en un montaje simple de una derivación bipolar, por lo que no existen reportes que los caractericen en un montaje de registro multicanal. Objetivos: Evaluar la eficacia de la nueva metodología de registro multicanal del PEAeeMf de alta resolución espacial y determinar el efecto de los parámetros físicos de la estimulación acústica en su la amplitud y fase. Métodos: Se estudia una muestra de 47 adultos jóvenes audiológicamente sanos. Estimulación monoaural en el oído derecho con tonos de 500 y 4000 Hz, modulados en amplitud a 40 y 80 Hz. El registro se realiza con el montaje 10/20 y un montaje 10/10 modificado focalizado en la región parietotemporal del hemisferio izquierdo. Resultados: El PEAeeMf obtiene un alto porcentaje de detección en todas las derivaciones de registro, similares a las obtenidas en el registro estándar, la derivación de registro tiene un efecto significativo en la detección y amplitud del potencial por modulación a 40 Hz, mientras que la frecuencias portadora y moduladora obtienen un efecto significativo en la amplitud y fase del potencial. Conclusiones: El montaje de registro extendido de múltiples canales resulta eficaz para la obtención del PEAeeMf, por lo que este diseño puede ser utilizado con veracidad para el diseño de protocolos de evaluación electroaudiométrica optimizados y para el estudio de la topografía de las respuestas auditivas.

Palabras claves: Potencial Evocado Auditivo, Hipoacusia, Multicanal, Múltiples Frecuencias.

Introducción

Un número creciente de reportes confirman la utilidad audiológica de los PEAeeMf y han sido consistentes en demostrar la eficacia, efectividad y eficiencia de esta técnica, en la evaluación objetiva de la audición, determinando que su incorporación al diagnóstico clínico audiológico ha sobrepasado la etapa inicial de introducción y evaluación para establecerse como un procedimiento diagnóstico imprescindible y de aceptación general en este campo (Liebler y col, 2008; D'Haenens y col, 2008; Duarte y col, 2008; Lin y col, 2009; Swanepoel y col, 2009; Van Maanen y col, 2009, 2010; Rodrigues y col, 2010; Tlumak y col, 2011). Las potencialidades de su aplicación a la detección y caracterización de las pérdidas auditivas en etapas cada vez más tempranas, ha sido también confirmada por un número creciente de reportes (Alaerts y col, 2010). Ribeiro y col (2010) han logrado caracterizar las respuestas auditivas

de estado estable, incluso en niños pretérminos de muy bajo peso y han confirmado su elevada sensibilidad en la detección de la hipoacusia en estas condiciones.

Numerosas características del Potencial Evocado Auditivo de estado estable (PEAee) favorecen su uso para la evaluación objetiva de la audición; son generados por estímulos acústicos de larga duración, como los tonos modulados en amplitud (TMA), su respuesta periódica se puede representar fácilmente en el dominio de la frecuencia, aplicando el algoritmo de la Transformada Rápida de Fourier (FFT), apareciendo como un pico o componente espectral a la frecuencia de modulación del TMA, lo que facilita la detección automática de la respuesta por medio de indicadores estadísticos (Bendixen y col, 2008; Dimitrijevic y col, 2008; Dimitrijevic y col, 2009; D'haenens y col, 2010; Brennan y col, 2010; Rodrigues y Lewis, 2010)

Esta técnica ha sido caracterizada como un método doblemente objetivo, no requiere de la cooperación del enfermo, por lo que es aplicable a niños muy pequeños o recién nacidos, permitiendo la detección temprana de la hipoacusia en la etapa preverbal, tampoco requiere de la experiencia del evaluador para identificar las respuestas al tener incorporado un método de detección automática de las respuestas auditivas, esta última ventaja confiere gran aplicabilidad y extensión al método (Pérez y col, 2006, 2007; Savio y col, 2007; Van Maanen y col, 2010; Qian y col, 2010; Bahmer y col, 2010). Otra ventaja radica en el hecho de que pueden utilizarse estímulos acústicos compuestos (mezcla de tonos modulados). Con esta variante de estimulación múltiple se evalúan en forma simultánea varias frecuencias audiométricas e incluso ambos oídos a la vez, lo cual reduce considerablemente el tiempo de exploración audiométrica (Pérez y col, 2006). Para este tipo de estimulación la técnica ha sido denominada Potenciales Evocados Auditivos de estado estable a múltiples frecuencias (PEAeeMf.)

Las aplicaciones neurológicas de esta técnica han sido más limitadas y controvertidas. Algunos autores encuentran que los PEAeeMf no son útiles en la evaluación de las disfunciones del Nervio Auditivo (Jafari y col, 2009); mientras que otros reportes sugieren la utilidad del PEAee en la determinación del umbral auditivo e identificación de las hipoacusias en las Neuropatías del VIII Par, en particular porque en estas patologías las Emisiones Otoacústicas (EOA) y el Potencial Microfónico Coclear no aportan información funcional de valor diagnóstico y por lo general resultan normales (Emara y col, 2010). Estos reportes refuerzan el criterio de que la principal limitación de la aplicación de esta técnica en las lesiones centrales de la vía auditiva resulta del escaso conocimiento de sus generadores cerebrales.

Una característica importante de los PEAee, es la posibilidad de ser analizados en el dominio de la frecuencia por medio de la Transformada Rápida de Fourier (FFT), lo que aporta una excelente medida para detectar la respuesta en función de comparar el pico espectral donde se espera la respuesta evocada, con los puntos espectrales que lo circundan. Numerosos procedimientos estadísticos, han sido implementados para la detección de este tipo de respuesta. (Valdés y col, 1997; Savio y col, 2007; Lazzouni y col, 2010; Mukamel y col, 2010). Como resultado de esta ventaja los sistemas de registro de PEAee tienen implementados métodos de detección automática de la respuesta. El experto que evalúa los registros no tiene que determinar la replicabilidad e identificación de los componentes. Los métodos de detección de la respuesta evocada de estado estable han continuado perfeccionándose. En los últimos años se reportan métodos de detección cada vez más eficaces, que se extienden desde sistemas para la detección de la respuesta en tiempo real (Bahmer y col, 2010; Cheah y col, 2010) para la construcción automatizada de curvas de sintonía a partir de las respuestas evocadas de estado estable (Markessis y col, 2009), hasta métodos

de supresión de artefactos y complejos algoritmos de post procesamiento que permiten extraer mayor información funcional de las respuestas auditivas y que optimizan la detección del PEAeeMf (Lalor y col, 2009). Usualmente los PEAeeMf utilizados para la detección de los umbrales auditivos electrofisiológicos, son registrados con un montaje simple de una derivación localizada en la región central (Cz), con referencia en la región mastoidea ipsilateral. En la literatura consultada se encuentran muy escasos reportes de registros del PEAee en montajes de múltiples canales, en este sentido Small y Stapells (2008), evalúan un montaje de registro de dos canales comparando las respuestas ipsilaterales y contra laterales al oído de estimulación. El único sistema de registro multicanal que se reporta, fue descrito por Van Dun y col (2008), presentando una plataforma multicanal flexible para el registro del PEAee. Este mismo autor (Van Dun y col, 2009), propuso posteriormente un método para la selección óptima del montaje de registro multicanal, para un sistema que dispone de un máximo de ocho derivaciones, cuantificando los niveles de detección en una muestra de 10 sujetos audiológicamente sanos.

La influencia del montaje de registro en la detectabilidad del PEAeeMf, podría ser superior cuando se realizan registros a intensidades más bajas próximas al umbral auditivo electrofisiológico y por tanto, podría adquirir mayor relevancia en las aplicaciones audiológicas del PEAeeMf. En correspondencia con esta afirmación Tlumak y col (2007), en estudio de meta análisis demostraron que el montaje de registro resultó una variable significativa que explica las diferencias en la estimación del umbral auditivo, tanto en la evaluación de sujetos sanos como hipoacúsicos.

El nivel de ruido residual ha sido reportado como una variable significativa en la detectabilidad del PEAeeMf. Torres, (2004), en estudio de caracterización del NRR determinó que la amplitud del PEAeeMf alcanza un valor de amplitud *cuasi*-estable (meseta) después de promediar entre 15-20 segmentos, este resultado sugiere que la detectabilidad del potencial para este rango de promediaciones depende únicamente de la magnitud del ruido residual.

Otro efecto significativo en la detectabilidad del PEAeeMf ha sido identificado en la frecuencia portadora del TMA. Savio y col, (2007) reportan que el porcentaje de detección en esta modalidad de potenciales evocados auditivos es superior para las respuestas a tonos de frecuencias portadoras altas, atribuyendo este resultado a la naturaleza diferente del patrón de activación coclear que genera de forma diferenciada cada respuesta, así como a las propiedades intrínsecas de la respuesta a 500 Hz (Savio y col, 2007).

El análisis de los efectos del rango de modulación y de la frecuencia tonal específica (frecuencia portadora) en la amplitud y fase del PEAeeMf, han sido ampliamente estudiados en la caracterización de los PEAeeMf en registros convencionales de una o dos derivaciones

(Griskova y col, 2007; Ménard y col, 2008; Brennan y col, 2010; Tlumak y col, 2011). Sin embargo, no existen reportes que describan la amplitud y fase de estas respuestas en un montaje de registro multicanal.

Numerosos requerimientos técnicos y principalmente de las aplicaciones audiológicas y neurológicas justifican la necesidad de la caracterización de los PEAEeMf en un registro multicanal. En primer lugar la determinación del efecto en el porcentaje de detectabilidad, de la topografía, así como de las frecuencias portadora y de modulación del TMA, podrán ser utilizadas para optimizar el protocolo de estimación de los umbrales auditivos mediante la técnica de los PEAEeMf, al seleccionarse convenientemente las derivaciones y combinaciones más eficaces entre las frecuencias de modulación y las frecuencias tonales específicas de los tonos auditivos. En segundo lugar la posibilidad de registrar estas respuestas en toda la superficie del cuero cabelludo permitirá obtener la densidad de corriente primaria (DCP) de este tipo de respuesta evocada, en la superficie del cráneo, a partir de la cual podrán estimarse los neurogeneradores del PEAEeMf aplicando métodos de solución del problema inverso. En tercer lugar estos resultados pueden demostrar la factibilidad de desarrollar tecnologías de registro del PEAEeMf en una plataforma multicanal que posibilitaría obtener de forma práctica los mapas tono tópicos de activación de la corteza auditiva primaria, así como los patrones de neuroplasticidad y reorganización cortical en las deprivaciones sensoriales auditivas y visuo-auditivas, que serían de gran aplicabilidad clínica, en la selección de los candidatos y en la evaluación de la funcionabilidad de los implantes cocleares.

Objetivos

Evaluar la eficacia de la nueva metodología de registro multicanal del Potencial Evocado Auditivo estado estable a múltiples frecuencias de alta resolución espacial y determinar el efecto de los parámetros físicos de la estimulación acústica en la amplitud y fase de las respuestas auditivas de estado estable para este montaje de registro multicanal.

Material y Métodos

Se realizó un diseño de tipo experimental. Se obtuvieron registros mediante la técnica de PEAEeMf de un grupo de sujetos audiológicamente sanos.

Muestra de estudio

La muestra de estudio estuvo constituida por 47 sujetos adultos jóvenes sanos, en un rango de edades entre 18 y 39 años y funciones audiológicas dentro de los límites de normalidad; en los que se confirmaron clínicamente los antecedentes de salud y normalidad de las funciones audiológicas por medio de un examen audiométrico conductual. Los sujetos incluidos en la muestra fueron asignados aleatoriamente en cuatro grupos indepen-

dientes que corresponden a cada uno de los cuatro experimentos registrados. La participación en el estudio se realizó bajo el principio de voluntariedad y fue recogido el consentimiento informado por escrito de todos los participantes.

En todos los casos se determinó el audiograma tonal liminar antes de registrar los PEAEeMf, para garantizar normalidad en los umbrales auditivos conductuales. Los umbrales de audibilidad fueron estimados con la técnica psicofísica de límites ascendentes y descendentes (5 dB hacia arriba, 10 dB hacia abajo) y quedaron establecidos entre 5 y 15 dB HL (decibeles en la escala de audibilidad normal: Hearing Level) para las frecuencias audiométricas entre 500 y 4000 Hz.

Condiciones de registro del Potencial Evocado Auditivo de estado estable a múltiples frecuencias

Estimulación

Se empleó una mezcla de dos tonos con frecuencias portadoras de 500 y 4000 Hz respectivamente, modulados en amplitud (AM) al 95% de profundidad, presentados monoauralmente en el oído derecho a través de audífonos supraauriculares TDH-49, con una intensidad de 80 dB HL. Se presentaron tonos modulados en amplitud (TMA) en el rango de 40 y 80 Hz.

En los experimentos donde se realizó la estimulación con TMA en el rango de 40 Hz (Experimentos 1 y 3), las frecuencias de modulación específicas utilizadas fueron de 51.5 Hz para el tono de 500 Hz y de 55 Hz para el tono de 4000 Hz.

En los experimentos con estimulación TMA en el rango de 80 Hz (Experimentos 2 y 4), las frecuencias de modulación específicas utilizadas fueron de 111.5 Hz para el tono de 500 Hz y de 115.0 Hz para el tono de 4000 Hz.

Registro

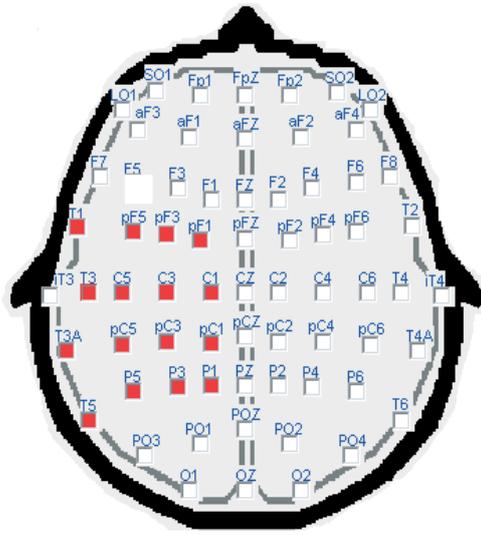
Los registros se realizaron con el electroaudiómetro AUDIX (Neuronic). Se utilizaron electrodos de disco de plata clorada (Ag/AgCl) de 3 mm de diámetro, fijados al cuero cabelludo con pasta conductora (Nihon Khoden). La impedancia de los electrodos se mantuvo por debajo de 5 kOhm. La actividad bioeléctrica fue amplificada con una ganancia de 12 000 y filtrada analógicamente entre 10 y 300 Hz. En cada sujeto, se realizaron los registros no simultáneos del PEAEeMf en cada derivación del montaje definido para cada experimento (10/20 o 10/10 modificado), hasta completar todas las derivaciones incluidas en el protocolo de registro. El número de promediaciones fue variable hasta alcanzar un nivel de ruido residual (NRR) inferior a 0.005.

Montaje de registro

Se utilizaron dos montajes de posición de los electro-

Figura 1. Sistema de posicionamiento de los electrodos de registro: montajes de registro del PEAAeMf.

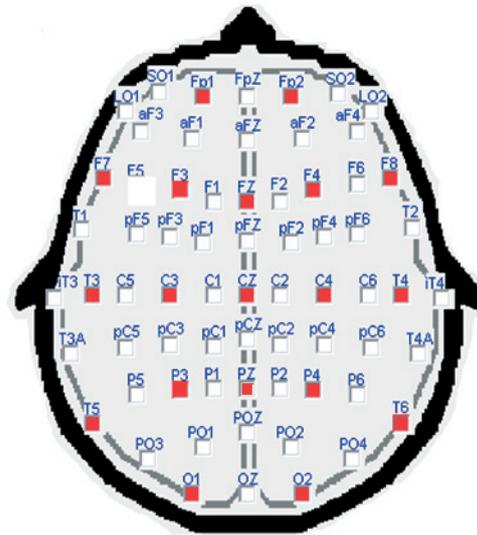
**Montaje 10/10 modificado
parietotemporal hemisferio izquierdo**



Experimentos 1- 2

■ Electrodos activos

Montaje 10/20



Experimentos 3 - 4

dos de registro: a) El montaje de 19 electrodos que distribuyó los electrodos en toda la superficie del cuero cabelludo, colocados de acuerdo al Sistema Internacional 10/20. b) Montaje de 16 electrodos focalizados en la región parietotemporal del hemisferio izquierdo y colocados según el Sistema Internacional 10/10 modificado. En ambos montajes el electrodo de referencia se colocó en el mastoide izquierdo. En la Figura 1 se muestra el esquema de ambos montajes de registro. En los experimentos 1 y 2 se utiliza el montaje de registro

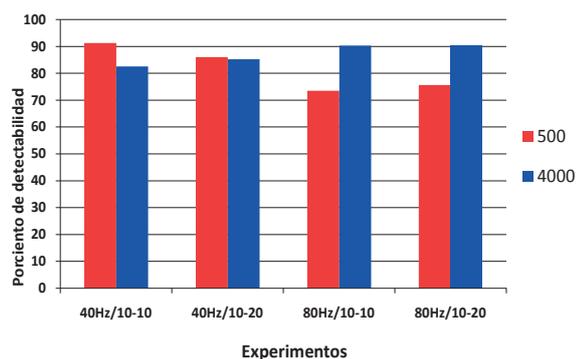
10/10 modificado, mientras que en los experimentos 3 y 4 el registro fue realizado mediante el montaje 10/20. En resumen se estudiaron cuatro condiciones experimentales: Experimento 1 (Montaje 10/10 modificado y estimulación con TMA en el rango de 40 Hz), Experimento 2 (Montaje 10/10 modificado y estimulación con TMA en el rango de 80 Hz), Experimento 3 (Montaje 10/20 y estimulación con TMA en el rango de 40 Hz) y Experimento 4 (Montaje 10/20 y estimulación con TMA en el rango de 80 Hz).

Tabla I. Porcentaje de detectabilidad en cada condición experimental.

Experimentos	Frecuencia Portadora	Número	% detectabilidad	
			N	%
Exp. 01 10/10 M:40	500	159	145	91.19
	4000	166	137	82.53
Exp. 02 10/10 M:80	500	215	158	73.48
	4000	204	184	90.19
Exp. 03 10/20 M:40	500	229	197	86.0
	4000	223	190	85.2
Exp. 04 10/20 M:80	500	226	201	75.6
	4000	239	216	90.4

N: Número, Exp. Experimento, M: Modulación

Figura 2. Detectabilidad del potencial evocado auditivo de estado estable a múltiples frecuencias en cada condición experimental.



Condiciones Ambientales y de registro

Los registros fueron realizados en una habitación con amortiguación sonora y atenuación luminosa. Los sujetos se mantuvieron en estado de vigilia controlados por el examinador. El orden de registro de las derivaciones se realizó de manera aleatoria para minimizar el efecto de la fatiga debido a la prolongada duración del experimento (2 Horas y 47 min como promedio).

La detección automática de la respuesta evocada para cada frecuencia de estimulación, se realizó mediante el estadígrafo T2 de Hotelling.

Resultados

En la Tabla No. I se muestra el porcentaje de detectabilidad del PEAAeMf para cada una de las condiciones experimentales realizadas. En general se obtienen niveles de detectabilidad elevados, con valores entre 73.48 y 91.19 %. El porcentaje de detección más alto se obtiene en el Experimento No 1 (modulación 40 Hz, registro montaje 10/10 modificado en hemisferio izquierdo) a la frecuencia portadora de 500 Hz, los porcentajes de detectabilidad superiores a 90 % son registrados también en las condiciones experimentales 2 y 4 a la frecuencia de 4000 Hz, la detectabilidad más baja se registró a la frecuencia de 500 Hz en la condición experimental No 2 (montaje 10/10 modulación 80 Hz) (Ver Figura 2).

Para los registros del PEAAeMf por modulación a 80 Hz, el porcentaje de detectabilidad estuvo influido de forma significativa por la frecuencia portadora del estímulo acústico, en este caso fue significativamente mayor en respuesta a TMA de 4000 Hz, y no mostró efectos de la derivación y del montaje de registro. Por su parte, los PEAAeMf generados por TMA en el rango de 40 Hz, no mostraron porcentajes de detección con diferencias significativas entre las dos frecuencias portadoras evaluadas (500 vs 4000 Hz). No obstante, en el montaje 10/10 modificado se registró un ligero predominio de la detección para la frecuencia de 500 Hz. La detección del PEAAeMf modulado a 40 Hz, obtuvo una dependencia significativa del montaje de registro y

Tabla II. Efecto de la derivación de registro en la detectabilidad del PEAAeMf: Montaje 10/10 modificado, modulación 40 Hz (Exp.01).

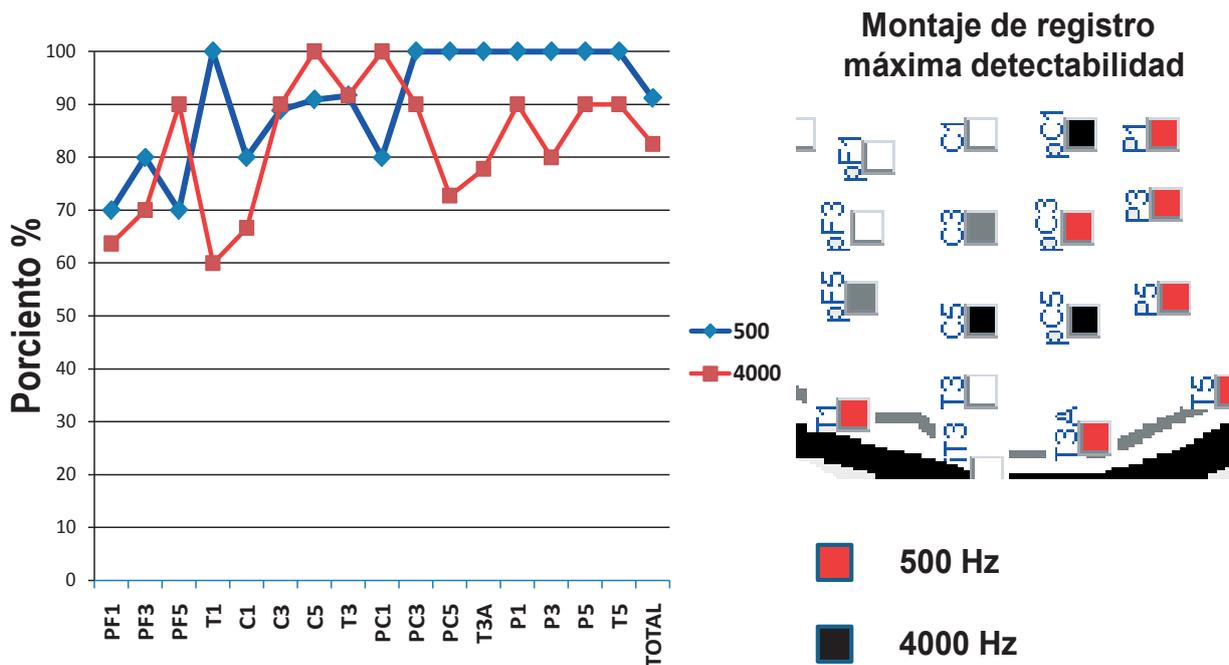
Derivación	Frecuencia	total	respuesta significativa	
		N	N	%
PF1	500	10	7	70.00
	4000	11	7	63.69
PF3	500	10	8	80.00
	4000	10	7	70.00
PF5	500	10	8	80.00
	4000	10	9	90.00
T1	500	10	10	100.00
	4000	10	6	60.00
C1	500	10	8	80.00
	4000	12	8	66.67
C3	500	9	8	88.89
	4000	10	9	90.00
C5	500	11	10	90.91
	4000	11	11	100.00
T3	500	12	11	91.67
	4000	12	11	91.67
PC1	500	10	8	80.00
	4000	10	10	100.00
PC3	500	10	10	100.00
	4000	10	9	90.00
PC5	500	9	9	100.00
	4000	11	8	72.73
T3A	500	9	9	100.00
	4000	9	7	77.78
P1	500	10	10	100.00
	4000	10	9	90.00
P3	500	10	10	100.00
	4000	10	8	80.00
P5	500	10	10	100.00
	4000	10	9	90.00
T5	500	9	9	100.00
	4000	10	9	90.00
Total	500	159	145	91.19
	4000	166	137	82.53

N: Número, Exp. Experimento, M: Modulación

de la posición del electrodo donde fue registrado este potencial (Ver Tabla II, Figura 3).

Las variables que influyeron en forma significativa en la detectabilidad del PEAAeMf, fueron identificadas aplicando el método estadístico de la Regresión Logística Binaria. Obteniéndose que en los cuatro experimentos el número de promediaciones de aplicación del estímulo alcanzó un efecto significativo en la detección de la respuesta. Como se mencionó previamente, la frecuencia portadora del estímulo acústico tuvo un efecto significativo en la detección de la respuesta para la mo-

Figura 3. Efecto de la derivación en la detectabilidad del potencial evocado auditivo de estado estable a múltiples frecuencias, en la condición experimental número uno: montaje 10/10, modulación 40 Hz.



Derivación

dulación a 80 Hz (Experimentos 2 y 4). La localización o topografía del electrodo de registro (derivación de registro) alcanzó un efecto significativo en la detectabilidad del PEAAeMf, únicamente en la condición experimental 1 (modulación 40 Hz, montaje 10/10).

La relación señal ruido como indicador de eficacia del montaje de registro del PEAAeMf, fue cuantificada en todos los experimentos registrados en la variable nivel de ruido residual (NRR). Los resultados obtenidos en el modelo de regresión logística para la detectabilidad del PEAAeMf, confirman que las variables NRR y número de promediaciones analizadas de forma conjunta tienen un efecto muy significativo en la detectabilidad del PEAAeMf.

La Tabla II muestra el porcentaje de detección en el Experimento 1 para cada derivación de registro y frecuencia portadora. Nótese que para la frecuencia de 500 Hz se alcanzó mayor porcentaje de detectabilidad en las derivaciones de registro de la línea posterior (P1, P3, P5, T5) e inferior (T1, T3A, T5) del montaje de registro utilizado. Mientras que la frecuencia de 4000 Hz, mostró una detectabilidad superior en las derivaciones centrales y superiores (C5, pC5, pC1), (Ver Figura 3).

En la Figura 4 se resumen dos de los indicadores de mayor importancia en la evaluación de la eficacia de la metodología de registro: el NRR y el número de promediaciones. En todos los casos se demostró que con un número de promediaciones en el rango de 8 a 14 se lograron niveles NRR muy bajos, inferiores a 0.005. Obsérvese que los niveles de ruido residual más bajos y de menor dispersión se registraron en las condiciones experimentales obtenidas por modulación a 40 Hz (Exp. 1 y 3) y que además estos niveles óptimos fueron

alcanzados con un número menor de promediaciones. Nótese que, si bien en las cuatro condiciones experimentales que se evalúan estos indicadores obtuvieron valores muy aceptables, resultaron particularmente óptimos en el Experimento 1 (modulación a 40 Hz, montaje 10/10 modificado).

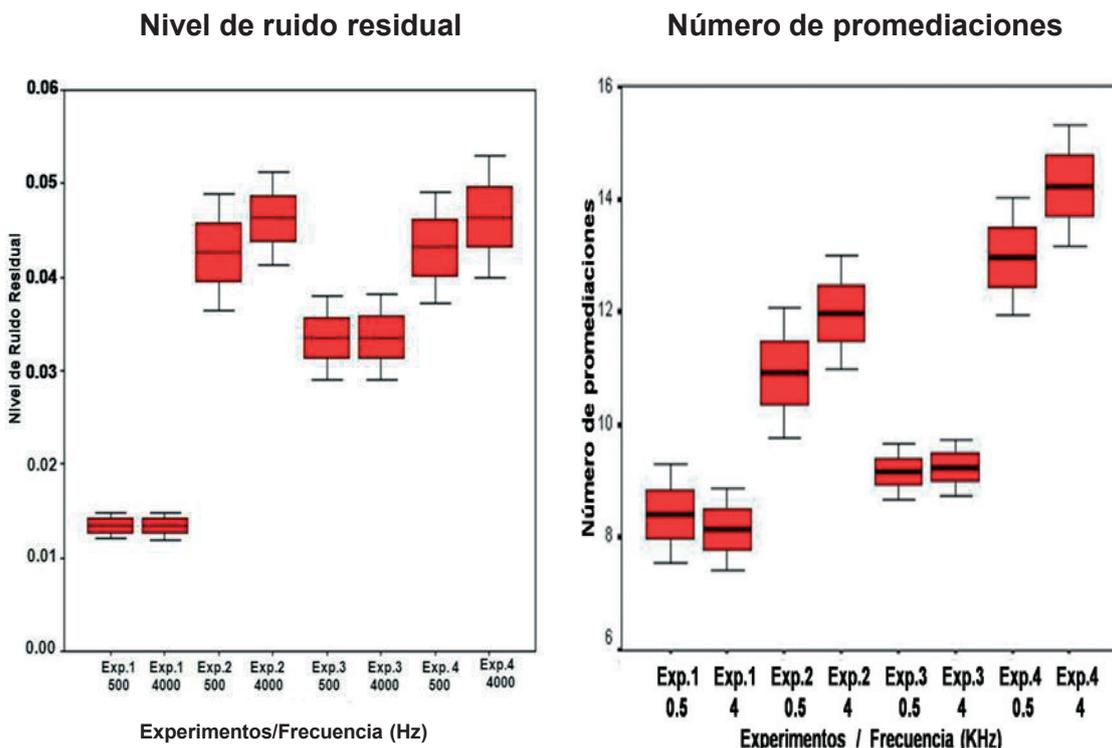
Resulta de interés describir el efecto de los parámetros

Tabla III. Valores medios e intervalos de confianza del logaritmo de la amplitud y fase del PEAAeMf: Montaje 10/10 modificado, modulación 40 y 80 Hz (Experimentos 1 y 2).

Frec. (Hz)	Mod. (Hz)	Logaritmo amplitud(uv)			Fase (Grados)		
		x	LI	LS	x	LI	LS
500	40 Hz	1.29	1.35	1.24	-0.04	-0.24	0.15
	80 Hz	1.13	1.18	1.09	0.50	0.24	0.76
	Total	1.21	1.25	1.17	0.24	0.07	0.41
4000	40 Hz	1.41	1.47	1.35	-0.15	-0.37	0.05
	80 Hz	0.87	0.93	0.81	0.76	0.60	0.93
	Total	1.10	1.15	1.05	0.37	0.23	0.51
Total	40 Hz	1.35	1.39	1.31	-0.09	-0.24	0.04
	80 Hz	0.99	1.03	0.95	0.64	0.49	0.79
	Total	1.15	1.19	1.12	0.31	0.20	0.42

Mod.: Frecuencia de modulación X: Valor medio, LI: Límite inferior, LS: Límite Superior (Intervalo de confianza 95 %)

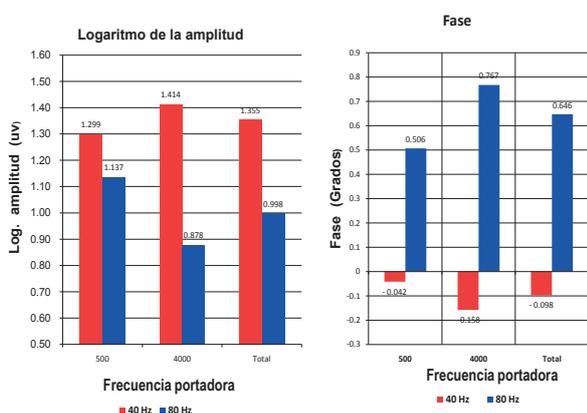
Figura 4. Indicadores de relación señal ruido en las cuatro condiciones experimentales de registro del potencial evocado auditivo de estado estable a múltiples frecuencias.



físicos del estímulo acústico (TMA) en la amplitud, fase y topografía de los PEAAeMf registrados en los experimentos realizados.

Mediante el análisis de varianza multivariado (MANOVA) se identificó el efecto de las variables que corresponden con las propiedades físicas del estímulo acústico, en la amplitud y fase del PEAAeMf, obteniéndose que la frecuencia portadora del TMA, tuvo un efecto significativo en todas las condiciones experimentales ($p < 0.01$) excepto en el Experimento No 3 (montaje 10/20 modulación 40 Hz) ($p = 0.615$). Los resultados demostraron que en la mayor parte de las condiciones

Figura 5. Efecto de la interacción entre las frecuencias portadora y moduladora del estímulo acústico, en la amplitud y fase del potencial evocado auditivo de estado estable a múltiples frecuencias, para las condiciones experimentales uno y dos.



experimentales, la amplitud y fase del PEAAeMf fueron significativamente diferentes entre las respuestas a estímulos de frecuencias portadoras de 500 y 4000 Hz respectivamente. De igual manera se registró un efecto significativo de la frecuencia de modulación, con una interacción también significativa entre las frecuencias de modulación y la portadora ($p = 0.000$). La derivación de registro sólo alcanzó un efecto significativo en el Experimento 1 (montaje 10/10 modulación 40 Hz) ($p = 0.001$).

La Tabla III muestra los valores medios e intervalos de confianza de la amplitud y fase del PEAAeMf en los Experimentos 1 y 2. En general la magnitud de la amplitud fue significativamente mayor en las respuestas evocadas por TMA a 40 Hz. Así mismo, el efecto de la modulación en la amplitud obtuvo una interacción estadísticamente significativa con la frecuencia portadora, donde para los PEAAeMf por modulación a 40 Hz, la amplitud fue mayor a la frecuencia de 4000 Hz, mientras que los PEAAeMf por modulación a 80 Hz los valores de amplitud mayores se obtuvieron a la frecuencia de 500 Hz (Ver Figura 5).

El análisis estadístico mostró que los valores de fase del PEAAeMf fueron también influidos de forma significativa por la interacción entre la frecuencia moduladora y la frecuencia portadora específica del TMA. Para la modulación a 80 Hz, la magnitud de la fase fue muy superior a las respuestas obtenidas por modulación a 40 Hz y los valores angulares promedios fueron de polaridad positiva. Por otra parte, los valores angulares promedios de la fase de los PEAAeMf a 40 Hz, fueron de menor magnitud y de polaridad negativa (Figura 5). Este patrón de cambios en la fase para cada frecuencia

de modulación, fue similar para las respuestas a cada una de las frecuencias portadoras exploradas, no obstante, mostró diferencias significativas entre ambas frecuencias portadoras, en cuanto a su magnitud, obteniéndose que las respuestas de TMA a 4000 Hz fueron de un valor angular promedio mayor que las respuestas a TMA a 500 Hz (Figura 5).

La posición del electrodo de registro (derivación) obtuvo un efecto significativo en la amplitud y fase de las respuestas evocadas, únicamente en la condición experimental No 1 (montaje 10/10, modulación a 40 Hz).

La Tabla IV, muestra los valores medios del logaritmo de la amplitud y la fase del PEAEeMf en cada una de las derivaciones del montaje de registro en el Experimento 1. Los valores máximos del logaritmo de la amplitud se obtuvieron en respuestas a TMA con frecuencia portadora de 4000 Hz y se localizan en las derivaciones pF1, pF3, C1 y C3, que constituyen el cuadrante antero superior del montaje de registro utilizado en este experimento.

Discusión

En las cuatro condiciones experimentales registradas, la detectabilidad del PEAEeMf alcanzó niveles similares a los reportados para los montajes de registro estándar que usualmente son utilizados en esta modalidad de potenciales evocados. En primer lugar, debe considerarse que la eficacia del método estadístico de detección automática del PEAEe utilizado en estos experimentos (T2 de Hotelling) ha sido confirmada en varios estudios. Savio y col (2007), aplicaron la metodología de Curvas Características de Operación del Receptor (ROC, siglas en inglés), demostrando que los indicadores estadísticos calculados para la identificación de respuestas de estado estable, T2 Hotelling y T2 Circular (T2H y T2C) muestran áreas bajo las curvas significativamente mayores que en los métodos utilizados para la detección del Potencial Evocado Auditivo de Tallo Cerebral (PEATC) a chasquidos (click), por tanto resultan más eficaces.

En el análisis de las variables que tienen un efecto significativo en la detección del PEAEeMf, quedaron definidas: el número de promediaciones conjuntamente con el NRR, la frecuencia portadora del tono modulado en amplitud y la derivación de registro, (ésta última únicamente para el Experimento No. 1). Debe señalarse que el hecho de que las variables número de promediaciones y nivel de ruido residual (NRR), no se analizaran de forma independiente, responde a que en esta investigación se utilizó una variante de los criterios de D'haenens y col (2010) como reglas de parada en el registro del PEAEeMf, donde la promediación se mantuvo siempre superior a 10 hasta alcanzar un nivel umbral de aceptación del ruido residual (NRR) óptimo para la calidad de la señal. Por esta razón, las variables promediación y NRR están ligadas en el análisis estadístico y no se incluyeron en el modelo de regresión de forma independiente.

En correspondencia con el reporte de Torres A. y col,

Tabla IV. Valores medios del logaritmo de la amplitud y fase del PEAEeMf para cada derivación de registro. Montaje 10/10, modulación 40 Hz (Exp.01).

Deriv.	Frec. (Hz)	Modulación 40					
		Logaritmo Amplitud (uv)			Fase (Grados)		
		Media	IC (95%)		Media	IC(95%)	
PF1	500	1.46	1.02	1.90	0.35	-1.19	1.89
	4000	1.59	1.24	1.94	0.90	-0.48	2.34
PF3	500	1.42	1.19	1.65	0.14	-0.90	1.19
	4000	1.57	1.33	1.82	-0.38	-1.80	1.04
PF5	500	1.23	0.96	1.49	0.12	-0.79	1.03
	4000	1.29	1.11	1.47	-0.51	-1.30	0.28
T1	500	1.25	1.09	1.41	0.18	-0.52	0.88
	4000	1.30	1.14	1.45	-0.11	-1.21	0.98
C1	500	1.57	1.18	1.95	0.31	-0.51	1.14
	4000	1.57	1.26	1.88	0.25	-0.65	1.16
C3	500	1.33	1.11	1.55	0.42	-0.44	1.28
	4000	1.57	1.24	1.91	0.32	-0.50	1.16
C5	500	1.25	1.10	1.41	0.18	-0.55	0.92
	4000	1.39	1.23	1.55	-0.21	-0.95	0.52
T3	500	1.17	1.01	1.32	0.18	-0.46	0.84
	4000	1.36	1.17	1.55	0.35	-0.40	1.11
PC1	500	1.29	1.02	1.56	-0.00	-0.80	0.80
	4000	1.45	1.22	1.68	-0.31	-1.22	0.59
PC3	500	1.42	1.15	1.70	-0.10	-0.78	0.58
	4000	1.49	1.19	1.80	-0.69	-1.20	-0.18
PC5	500	1.25	1.03	1.48	-0.31	-0.97	0.34
	4000	1.28	1.01	1.56	-0.26	-0.94	0.42
T3A	500	1.15	1.01	1.28	-0.44	-1.39	0.50
	4000	1.13	0.86	1.39	-0.99	-1.70	-0.27
P1	500	1.38	1.20	1.56	-0.27	-0.98	0.43
	4000	1.47	1.26	1.67	-0.07	-0.90	0.75
P3	500	1.28	1.12	1.44	-0.14	-0.89	0.61
	4000	1.43	1.25	1.61	0.26	-0.60	1.13
P5	500	1.24	1.06	1.43	-0.67	-1.38	0.03
	4000	1.34	1.10	1.58	-0.39	-0.87	0.07
T5	500	1.14	0.92	1.36	-0.34	-1.22	0.54
	4000	1.32	1.10	1.54	-0.68	-1.31	-0.06
Total	500	1.29	1.24	1.35	-0.04	-0.24	0.15
	4000	1.41	1.35	1.47	-0.15	-0.37	0.05

Deriv.: Derivación, Frec.: Frecuencia, IC: Intervalo de confianza.

(2004), el nivel de ruido residual óptimo se alcanza después de promediar entre 15-20 segmentos. Por esta razón, el registro de niveles de ruido residual óptimos por debajo de 14 promediaciones, que se obtuvo en to-

das las condiciones experimentales en el presente estudio confirma la eficacia de la metodología de registro implementada.

El hallazgo de una dependencia entre el nivel de detectabilidad y la topografía del registro en los PEAEeMf obtenidos a frecuencias de modulación en el rango de 40 Hz, sugiere que existen diferencias de amplitud del PEAEeMf entre las derivaciones de registro y esto favorece el registro en determinadas áreas del cuero cabelludo y además, constituye un indicador del origen cortical o de “campo cercano” del PEAEeMf para la frecuencia de modulación a 40 Hz.

Debemos discutir también el efecto de la frecuencia portadora en la detectabilidad del PEAEeMf. Resulta importante analizar la eficacia relativa de la detección automática encontrada para cada respuesta de frecuencia estudiada. Estos resultados indican que tanto la respuesta a frecuencias bajas (500 Hz) como las altas (4000 Hz), obtienen niveles de detectabilidad elevados. Las respuestas evocadas por TMA a 80 Hz, obtienen porcentos de detectabilidad superiores a la frecuencia portadora de 4000 Hz. Este efecto ha sido reportado por otros autores que coinciden en reportar mayores porcentos de detección para las respuestas a estímulos modulados a 80 Hz para la frecuencia tonal de 4000 Hz (Savio y col, 2007).

Resulta de interés analizar que para la modulación a 40 Hz con registro en el Sistema 10/10 (Experimento 1), la detectabilidad del potencial evocado fue influida de forma significativa por la derivación de registro. En estas condiciones experimentales obtuvimos niveles de detección máximos (100 %) para la frecuencia de 500 Hz en las derivaciones de las líneas posterior (P1, P3, P5, T5) e inferior (T1, T3A, T5). La evidencia de dependencia entre la detección del PEAEeMf y la topografía, podría constituir un aporte significativo de este estudio; al permitir implementar protocolos de registro para optimizar la detección del PEAEeMf.

Considérese además, que en el Experimento 1 (modulación 40 Hz, montaje 10/10) la amplitud máxima del PEAEeMf, mostró una distribución topográfica diferenciada por frecuencias portadoras, con amplitudes máximas en las respuestas a 4000 Hz para las derivaciones de la región anterior y superior del montaje de registro (pF1, pF3, C1, C3). Dicho resultado abre la posibilidad de utilizar este potencial para el estudio de la distribución tonotópica del PEAEeMf en la corteza cerebral y sería, por tanto, aplicable a caracterizar la reorganización cortical en la deprivación sensorial auditiva; así como evaluar los efectos de la neuroplasticidad y de los cambios organizativos en la corteza auditiva como respuesta a los implantes cocleares.

La eficacia del nuevo montaje de registro de múltiples canales que se introdujo en la presente investigación, fue demostrada en los resultados de los indicadores evaluados, en primer lugar, el porcentaje de detectabilidad, que resultó muy favorable en todas las condiciones de registro. En segundo lugar, el nivel de ruido residual y el número de promediaciones confirmaron la calidad del registro obtenido y la optimización del protocolo

de registro. Finalmente debe destacarse que el registro del PEAEeMf en un montaje 10/10 para una frecuencia de modulación de 40 Hz (Experimento 1), resultó el más eficaz de todos los realizados, al alcanzar el nivel de detectabilidad más alto, con un número de promediaciones y nivel de ruido residual óptimos, aportando adicionalmente información topográfica sobre la densidad de las corrientes primarias (DCP) en la superficie del cuero cabelludo.

Al evaluar el efecto de las frecuencias portadora y de modulación del TMA en la amplitud y fase del PEAEeMf se encontró que la mayor parte de los reportes coinciden con los resultados de esta investigación, en el sentido de identificar un efecto significativo de la frecuencia portadora y moduladora del TMA en la respuesta evocada auditiva de estado estable (John y col, 2000; Griskova y col, 2007; Ménard y col, 2008; Brennan y col, 2010; Tlumak y col, 2011).

Los presentes resultados demostraron que los PEAEeMf obtenidos a frecuencias de modulación a 40 Hz, se diferencian con claridad de los obtenidos a frecuencias de modulación rápidas (80 Hz). Existe consenso en considerar que los PEAEe a 40 Hz son generados mayormente a nivel cortical y son equivalentes a los Potenciales Evocados Auditivos de Media Latencia (PEAML), mientras que los PEAEeMf generados por frecuencias de modulación rápidas entre 80-110 Hz, tienen generadores profundos a nivel del tallo cerebral y son respuestas equivalentes al Potencial Auditivo de Corta Latencia o Potencial Evocado Auditivo de Tallo Cerebral (PEATC), (John y col, 2000; Pérez y col, 2003).

Los resultados de la presente investigación mostraron valores de amplitud de mayor magnitud al registrar el PEAEeMf con TMA a 40 Hz, independientemente de la frecuencia portadora. Varios estudios confirman que la amplitud del PEAEeMf obtiene mayor magnitud a las frecuencias de modulación más bajas en el rango de 40 Hz (Tlumak y col, 2011). Este resultado sugiere que al modular el estímulo a una frecuencia de 40 Hz, se registra una respuesta cortical de “campo cercano”, o al menos de generadores más próximos a la superficie cortical, en correspondencia con la teoría del volumen conductor (Michel y col, 2004). Este autor sustenta la hipótesis de que las respuestas corticales evocan potenciales de mayor magnitud que los generadas en estructuras profundas, al minimizarse el efecto de atenuación en amplitud y supresión de las altas frecuencias que provoca en la actividad eléctrica su propagación a través del tejido cerebral (Michel y col, 2004). Los cambios topográficos en amplitud y detectabilidad del PEAEeMf en respuesta a TMA a 40 Hz, que fueron reportados en este estudio, refuerzan la hipótesis del posible origen cortical de las respuestas provocadas por este tipo de estimulación auditiva.

Los efectos significativos de la modulación y su interacción con la frecuencia portadora apoyan la hipótesis muy difundida, de que ambas modalidades de potenciales evocados tienen generadores cerebrales independientes (John y col, 2000; Pérez y col, 2003). Este re-

sultado constituye la base experimental previa a partir de la cual se diseñó en otra investigación, el protocolo de aplicación de los modelos de solución del problema inverso (PI), con el propósito de identificar las fuentes generadoras del PEAEeMf para cada una de las frecuencias moduladoras del estímulo acústico.

Conclusiones

Los nuevos diseños experimentales implementados, resultan eficaces para la obtención del PEAEeMf en un montaje de registro extendido de múltiples canales, al obtener indicadores de niveles de detectabilidad, relación señal - ruido y número de promediaciones, adecuados para el registro de este tipo de potenciales, por lo que, el conjunto de datos obtenidos puede ser utilizado con veracidad para el cálculo de los modelos de soluciones inversas que localicen las fuentes generadoras del PEAEeMf, así como para el diseño de protocolos de evaluación electro audiométrica optimizados. El PEAEeMf generado por TMA a 40 Hz y registrado en el montaje 10/10 modificado obtiene diferencias topográficas significativas que dependen de la frecuencia portadora del estímulo auditivo, lo que sugiere que este diseño experimental puede ser utilizado para caracterizar la organización tonotópica de la corteza auditiva. La frecuencia de modulación y la frecuencia portadora del estímulo acústico tienen un efecto significativo en la amplitud y fase del PEAEeMf, lo que indica que los potenciales evocados obtenidos para cada frecuencia de modulación, tienen generadores cerebrales independientes y diferenciables para cada frecuencia portadora.

Bibliografía

1. **Alaerts J, Luts H, Van Dun B, Desloovere C, Wouters J.** (2010). Latencies of auditory steady-state responses recorded in early infancy. *Audiol Neurootol*, 15(2): 116-27.
2. **Bahmer A, Baumann U.** (2010). Recording and online analysis of auditory steady state responses (ASSR) in Matlab. *J Neurosci Methods*, 187(1): 105-113.
3. **Bendixen A, Prinz W, Horváth J, Trujillo-Barreto NJ, Schröger E.** (2008). Rapid extraction of auditory feature contingencies. *Neuroimage*, 41: 1111-1119.
4. **Brennan SK, Brooke RE, Stevens JC, Brow BH.** (2010). Effect of varying phase between frequency and amplitude modulation on bone conduction auditory steady state responses. *Ear and Hearing*, 31(6): 815-824.
5. **Cheah LA, Hou M.** (2010). Real-time detection of auditory steady-state responses. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2010:1382-1385.
6. **D'Haenens W, Vinck BM, Maes L, Bockstael A, Keppler H, Philips B, Swinnen F, Dhooge I.** (2010). Determination and evaluation of clinically efficient stopping criteria for the multiple auditory steady-state response technique. *Clinical Neurophysiology*, 121: 267-1278.
7. **D'Haenens W, Vinck BM, De Vel E, Maes L, Bockstael A, Keppler H, Philips B, Swinnen F, Dhooge I.** (2008). Auditory steady-state responses in normal hearing adults: a test-retest reliability study. *Int J Audiol*, 47(8): 489-98.
8. **Dimitrijevic A, Lolli B, Michalewski HJ, Pratt H, Zeng FG, Starr A.** (2009). Intensity changes in a continuous tone: Auditory cortical potentials comparison with frequency changes. *Clinical Neurophysiology*, 120: 374-383.
9. **Dimitrijevic A, Michalewski HJ, Zeng FG, Pratt H, Starr A.** (2008). Frequency changes in a continuous tone: Auditory cortical potentials. *Clinical Neurophysiology*, 119: 2111-2124.
10. **Duarte JL, Alvarenga KF, Garcia TM, Costa Filho OA, Lins OG.** (2008). Auditory steady-state response in the auditory evaluation: clinical application. *Pro Fono*, 20 (2):105-110.
11. **Emara AA, Gabr TA.** (2010). Auditory steady state response in auditory neuropathy. *J Laryngol Otol*, 124 (9): 950-956.
12. **Griskova I, Morup M, Parnas J, Ruksenas O, Arnfred SM.** (2007). The amplitude and phase precision of 40 Hz auditory steady-state response depend on the level of arousal. *Exp Brain Res*, 183 (1): 133-138.
13. **Jafari Z, Malayeri S, Ashayeri H, Farahani MA.** (2009). Adults with auditory neuropathy: comparison of auditory steady-state response and pure-tone audiometry. *J Am Acad Audiol*, 20 (10): 621-628.
14. **John MS, Picton TW.** (2000). Human auditory steady-state responses to amplitude-modulated tones: phase and latency measurements. *Hearing Research*, 141: 57-79.
15. **Lalor EC, Power AJ, Reilly RB, Foxe JJ.** (2009). Resolving precise temporal processing properties of the auditory system using continuous stimuli. *J Neurophysiol*, 102 (1): 349-59.
16. **Lazzouni L, Ross B, Voss P, Lepore F.** (2010). Neuromagnetic auditory steady-state responses to amplitude modulated sounds following dichotic or monaural presentation. *Clinical Neurophysiology*, 121: 200-207.
17. **Liebler S, Hoth S, Plinkert PK.** (2008). Steady-state responses of the auditory system: a comparison of different methods. *HNO*, 56 (10): 1025-39.
18. **Lin YH, Ho HC, Wu HP.** (2009). Comparison of auditory steady-state responses and auditory brainstem responses in audiometric assessment of adults with sensorineural hearing loss. *Auris Nasus Larynx*, 36 (2): 140-145.
19. **Markessis E, Poncelet L, Colin C, Coppens A, Hoonhorst I, Kadhim H, Deltenre P.** (2009). Frequency tuning curves derived from auditory steady state evoked potentials: a proof-of-concept study. *Ear Hear*. 30(1):43-53.
20. **Ménard M, Gallégo S, Berger-Vachon C, Collet L, Thai-Van H.** (2008). Relationship between loudness growth function and auditory steady-state response in normal-hearing subjects. *Hear Res*, 235 (1-2): 105-113.
21. **Michel CM, Murray MM, Lantz G, Gonzales SL, Spinelli L, Grave de Peralta, R.** (2004). Invited review EEG source imaging. *Clinical Neurophysiology*, 115: 2195-2222.
22. **Mukamel R, Nir Y, Harel M, Arieli A, Malach R, Fried I.** (2010). Invariance of firing rate and field potential dynamics to stimulus modulation rate in human auditory cortex. *Human Brain Mapping*. doi: 10.1002/hbm.21100
23. **Pérez MC.** (2007.) Programa Nacional de pesquisa de pérdidas auditivas. Conferencia dictada en el Ministerio de Salud Pública, Las Habana. [monografía en CD-ROM]
24. **Pérez MC, Torres A, Savio G, Eimil E.** (2003). Los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable a Múltiples Frecuencias y su valor en la evaluación objetiva de la audición. *Revista electrónica de audiología*, 2:42-50. Disponible En: <http://www.auditio.com/revista/pdf/vol2/2/0202>.
25. **Pérez MC, Valdés M, Gaya JA, Charroó L.** (2006). Programa Cubano de Implante Coclear. I Congreso Internacional de Genética Comunitaria. La Habana, Cuba.
26. **Qian L, Yi W, Xingqi L, Yinsheng C, Wenying N, Lili X, Yinghui L.** (2010). Development of tone-pip auditory brainstem responses and auditory steady-state responses in infants aged 0-6 months. *Acta Otolaryngol*, 130 (7): 824-830.
27. **Ribeiro FM, Carvallo RM, Marcoux AM.** (2010). Auditory steady-

state evoked responses for preterm and term neonates. *Audiol Neurotol*, 15 (2): 97-110.

28. Rodrigues GR, Lewis DR, Fichino SN (2010). Steady-state auditory evoked responses in audiological diagnosis in children: a comparison with brainstem evoked auditory responses. *Braz J Otorhinolaryngol*, 76 (1): 96-101.

29. Rodrigues GR, Lewis DR (2010). Threshold prediction in children with sensorineural hearing loss using the auditory steady-state responses and tone-evoked auditory brain stem response. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*, 74 (5): 540-546.

30. Savio G, Mijares E, Pérez MC, Vega M, Lage A, Hernández D (2007). Eficiencia de la detección automática de potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias evaluada mediante la metodología ROC. *Revista de Logopedia, Foniatría y Audiología*, 27 (1): 12-23.

31. Small SA, Stapells DR (2008). Normal ipsilateral/contralateral asymmetries in infant multiple auditory steady-state responses to air- and bone-conduction stimuli. *Ear Hear*, 29 (2): 185-98.

32. Swanepoel D, Ebrahim S (2009). Auditory steady-state response and auditory brainstem response thresholds in children. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 266 (2): 213-219.

33. Tlumak AI, Rubinstein E, Durrant JD (2007). Meta-analysis of variables that affect accuracy of threshold estimation via measurement of the auditory steady-state response (ASSR). *Int J Audiol*, 46 (11): 692-710.

34. Tlumak AI, Durrant JD, Delgado RE, Boston JR (2011). Steady-state analysis of auditory evoked potentials over a wide range of stimulus repetition rates: Profile in adults. *International Journal of Audiology*, 50 (7): 448-458.

35. Torres-Fortuny A (2004). Desarrollo de los potenciales auditivos de estado estable como método objetivo para evaluar la audición residual. Tesis presentada en opción al grado científico de Doctor en Ciencias Médicas. Ciudad de La Habana.

36. Valdés JL, Pérez MC, Martín V, Savio G, Sierra C, Rodríguez E (1997). Comparison of the statistical indicators for the automatic detection of 80 Hz auditory steady state responses. *Ear and Hearing*, 18:420-429.

37. Van Dun B, Verstraeten S, Alaerts J, Luts H, Moonen M, Wouters J (2008). A flexible research platform for multi-channel auditory steady-state response measurements. *J Neurosci Methods*, 169 (1): 239-48.

38. Van Dun B, Wouters J, Moonen M (2009). Optimal electrode selection for multi-channel electroencephalogram based detection of auditory steady-state responses. *J Acoust Soc Am*, 126 (1): 254-68.

39. Van Maanen A, Stapells DR (2009). Normal multiple auditory steady-state response thresholds to air-conducted stimuli in infants. *J Am Acad Audiol*, 20 (3): 196-207.

40. Van Maanen A, Stapells DR (2010). Multiple-ASSR thresholds in infants and young children with hearing loss. *J Am Acad Audiol*, 21 (8): 535-545.

Publicado (on-line) 1 de Marzo de 2013.
<http://www.auditio.com>

Contacto con el autor:

Dr. Arquímedes Montoya Pedrón. Hospital General Dr. Juan Bruno Zayas Alfonso. Departamento de Neurofisiología Clínica. Carretera del Caney. Esquina 23. Reparto Pastorita. Santiago de Cuba. Cuba. CP 90400.

Tel: (5322) 644450, (5322) 641903

Fax: (5322) 641164

E-mail: arqui@medired.scu.sld.cu

Para citar este artículo:

Arquímedes Montoya Pedrón, María Cecilia Pérez Ávalo y Meidys Macías Navarro (2013). Evaluación de la eficacia del registro multicanal del Potencial Evocado Auditivo de estado estable a Múltiples frecuencias (PEAeeMf). [en-línea] *Auditio: Revista electrónica de audiolgía*. 1 Marzo 2013, vol. 3(3), pp. 73-84. <<http://www.auditio.com/docs/File/vol3/3/030304.pdf>>

Publicado (on-line) 1 de Marzo de 2013.

<http://www.auditio.com>

Contacto con el autor:

Dr. Arquímedes Montoya Pedrón. Hospital General Dr. Juan Bruno Zayas Alfonso. Departamento de Neurofisiología Clínica. Carretera del Caney. Esquina 23. Reparto Pastorita. Santiago de Cuba. Cuba. CP 90400.

Tel: (5322) 644450, (5322) 641903

Fax: (5322) 641164

E-mail: arqui@medired.scu.sld.cu

Para citar este artículo:

Arquímedes Montoya Pedrón, María Cecilia Pérez Ávalo y Meidys Macías Navarro (2013). Evaluación de la eficacia del registro multicanal del Potencial Evocado Auditivo de estado estable a Múltiples frecuencias (PEAeeMf). [en-línea] *Auditio: Revista electrónica de audiolología*. 1 Marzo 2013, vol. 3(3), pp. 73-84. <<http://www.auditio.com/docs/File/vol3/3/030304.pdf>>