



FACULTAD DE MEDICINA
CARRERA DE FONOAUDIOLOGÍA

Aplicación de Potenciales Evocados de Estado Estable como examen
auditivo en una población de jóvenes con diferentes niveles de
audición

AUTORES

Pamela Fernández Escobar
Lisette Marincovich Sierpe
Virginia Olivares Roncagliolo
Romina Paredes Santibáñez

TUTOR

Flgo. Cristián Godoy B.

ASESOR METODOLÓGICO

Luis Silva Risopatrón

TESIS PARA OPTAR AL GRADO DE LICENCIADO EN FONOAUDIOLOGÍA

VALPARAÍSO, CHILE

2008

Agradecimientos

Damos gracias a todos aquellos que contribuyeron en nuestra formación profesional durante todos estos años. A nuestro profesor guía Fonoaudiólogo Cristian Godoy, por su paciencia, dedicación y entera disposición, gracias por ayudarnos a culminar esta etapa.

Agradecemos al Hospital Sótero del Río, especialmente al Servicio de Otorrinolaringología y todos sus profesionales por facilitar sus instalaciones y equipos para la realización de esta investigación.

No podemos dejar de reconocer la ayuda del profesor Luís Silva Risopatrón y todo el equipo metodológico, por la orientación hacia la realización de una investigación de calidad y de validez científica. En forma especial queremos agradecer al profesor Dunny Casanova por su contribución desinteresada en el diseño y análisis estadístico de la investigación.

Destacamos y damos gracias a todas las personas que participaron formando parte de la muestra o del estudio piloto de nuestra investigación, por su tiempo, disposición y confianza durante el proceso de evaluación.

En general agradecemos a todas las personas que de alguna forma ayudaron durante todo el desarrollo de nuestro trabajo.

Índice

	Páginas
RESUMEN.....	1
ABSTRACT.....	2
INTRODUCCIÓN.....	3
MARCO TEÓRICO.....	5
Principios Generales de la Audición.....	5
CAPÍTULO 1: Técnicas de Evaluación Audiológica.....	8
1.1 Técnicas de Evaluación Audiológica Subjetivas.....	8
1.1.1 Audiometría.....	8
1.1.2 Acumetría.....	9
1.2 Técnicas de Evaluación Audiológica Objetivas.....	10
1.2.1 Impedanciometría.....	10
1.2.2 Otoemisiones Acústicas (OEA).....	11
1.2.3 Potenciales evocados auditivos (PEA).....	12
1.2.3.1 Procesamiento de la Señal.....	14
1.2.3.2 Respuesta auditiva de Tronco Cerebral evocada por <i>Clic</i>	16
1.2.3.3 Respuesta Auditiva de Tronco Cerebral por Frecuencia Específica.....	17
CAPITULO 2: Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable.....	19
2.1 Principios Generales.....	19
2.2 Bases Fisiológicas.....	20
2.3 Parámetros de Estimulación.....	22
2.3.1 Frecuencia Portadora.....	23
2.3.2 Frecuencia de Modulación.....	23
2.3.3 Tipos de modulación (AM/ FM-AM/ AM2).....	24
2.4 Generadores Neurales Según Frecuencia de Modulación.....	25
2.5 Detección y Análisis de la Respuesta.....	28
2.5.1 Registro EEG y obtención de PEAA.....	28
2.6 Indicadores estadísticos de PEAA.....	29

6.3	Criterios de Selección.....	43
6.3.1	Criterio de Inclusión.....	43
6.3.2	Criterios de Exclusión.....	44
7.	Modo de Selección de Muestra.....	44
8.	Muestra.....	44
9.		
	VARIABLES.....	45
10.	Procedimientos.....	45
10.1	Estudio Piloto.....	46
10.2	Instrumentos de Evaluación.....	46
11.	Evaluación de Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable.....	49
11.1	Condiciones de Evaluación.....	49
11.2	Características del estímulo.....	50
11.3	Variables de obtención de umbrales y Análisis de Registro.....	51
12.	Audiograma Estimado.....	55
13.	Análisis Estadístico de los Resultados.....	55
	RESULTADOS.....	56
1.		Estudio
	Piloto.....	56
2.	Resultados de Evaluación	
	Audiológica.....	57
2.1	Anamnesis.....	57
2.2	Otoscopia.....	57
2.3	Impedanciometría.....	57
2.4	PEATC.....	58
2.5	Audiometría.....	58
3.	Resultados de Audiometría y de Potenciales Auditivos de Estado Estable.....	58
3.1	Resultados de Normoyentes.....	58
3.2	Resultados de Hipoacúsicos.....	59

4.	Comparación de Audiometría y PEAee.....	60
4.1	Correlación entre Umbrales Audiométricos y Electrofisiológicos PEAee.....	60
4.2	Diferencias entre Umbrales de Audiometría y Electrofisiológicos de PEAee.....	60
5.	Comparación de Audiometría y de Audiograma Estimado.....	64
5.1	Correlación Umbrales Audiométricos y Umbrales Audiométricos Estimados.....	64
5.2	Diferencias Umbrales Audiométricos y Umbrales Audiométricos Estimados.....	66
6.	Estimación de Umbrales psicoacústicos a partir del examen de PEAee.....	69
DISCUSIÓN.....		71
1.	Umbrales Electrofisiológicos de PEAee.....	72
2.	Comparación de Umbral Audiométrico y Umbral Electrofisiológico de PEAee.....	73
3.	Comparación de Audiometría y de Audiograma Estimado.....	77
3.1	Umbrales Audiométricos Estimados del PEAee.....	77
4.	Estimación de Umbrales psicoacústicos a partir del examen de PEAee.....	78
CONCLUSIONES.....		80
REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....		82
ANEXOS.....		92
	Anexo N° 1 Protocolo de aplicación “PEAee”.....	93
	Anexo N° 2 Consentimiento Informado.....	97
	Anexo N° 3 Anamnesis Audiológica.....	99
	Anexo N° 4 Sistema GSI Audera.....	100
	Anexo N° 5 Resultados de Audiometría y PEAee en grupo Normoyentes.....	105
	Anexo N° 6 Resultados de Audiometría y PEAee en grupo de Hipoacúsicos.....	108
	Anexo N° 7 Terminología Audiológica.....	111

Resumen

Los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAee) corresponden a respuestas cerebrales frente a estímulos auditivos continuos, modulados en amplitud y/o frecuencia (AM/FM). Por medio de este examen es posible determinar objetivamente umbrales por frecuencia específica. Dada la escasez de investigaciones en la población chilena, este estudio tiene como objetivo conocer el manejo y describir los resultados de la aplicación del examen PEAee en sujetos con distintos niveles auditivos.

Se realizó un estudio piloto en sujetos con audición normal para establecer un Protocolo de Aplicación de PEAee y evaluar posteriormente a la muestra en estudio de 55 oídos. Los estímulos fueron tonos puros de 0.5, 1, 2 y 4 kHz, presentados de forma independiente, a 46 Hz AM/FM. Se obtuvo una alta correlación entre Audiometría y PEAee tanto en el promedio ($r=0.980$), como en cada frecuencia evaluada. La diferencia promedio entre los umbrales audiométricos y de PEAee fue 23.09 ± 5.34 dB HL en normoyentes y 13.53 ± 12.09 dB HL en hipoacúsicos.

En general, los umbrales de PEAee presentaron valores superiores a los de la audiometría. Sin embargo, los valores umbrales de PEAee en el grupo de hipoacúsicos fueron más cercanos a los audiométricos que en el grupo de normoyentes. Dada la alta correlación de

este examen con la audiometría convencional podría considerarse su incorporación en la evaluación clínica, otorgando un valor complementario en la detección y estudio de patologías auditivas.

Palabras claves: Potencial Evocado Auditivo de Estado Estable, Evaluación Objetiva, Frecuencia de Modulación, Umbrales Electrofisiológicos de PEAAe, Umbrales Audiométricos Estimados, Audición Normal, Hipoacusia Sensorioneural.

Abstract

Auditory Steady-State Responses (ASSRs) correspond to brain responses evoked by continuous auditory stimuli, modulated in amplitude and/or frequency (AM/FM). This test can objectively determine specific frequency thresholds. Due to the lack of researches in Chilean population, this work is aimed to understand the procedures and to describe the results of the ASSRs test application on subjects with different auditory degrees.

A pilot study was performed on normally hearing subjects to establish an ASSRs Application Protocol and to subsequently evaluate the study sample constituted by 55 ears. The stimuli were pure tones of 0.5; 1; 2; and 4 kHz presented independently, at 46-Hz AM/FM. A high correlation coefficient was obtained between Audiometry and the ASSRs as well in the average ($r=0.980$) as in each evaluated frequency. The average difference between the audiometrical and ASSRs thresholds were 23.09 ± 5.34 dB HL in normally hearing subjects and 13.53 ± 12.09 dB HL in hearing-impaired subjects.

In general, the ASSRs thresholds presented higher values than the audiometrical thresholds. However, the values of ASSRs threshold in the hearing-impaired group were closer to the audiometrical thresholds than in the normally hearing group. Due to the high correlation of this test with the conventional audiometry, it can be considered its incorporation in

the clinical evaluation, bestowing a complementary value in the detection of auditory pathologies and its further study.

Key words: Auditory Steady-State Responses, Objective Evaluation, Frequency of Modulation, Electrophysiological ASSRs Thresholds, Estimated Audiometrical Thresholds, Normal Hearing, Sensorineural Hearing Loss.

Introducción

La clínica audiológica en Chile utiliza como principal herramienta de evaluación la Audiometría. Este examen, como método subjetivo, no es aplicable a determinadas poblaciones. Así surge la necesidad de evaluar mediante exámenes objetivos con el fin de determinar el real nivel auditivo en pacientes que no responden al método clásico de respuesta conductual. El potencial auditivo de tronco cerebral (PEATC) ha sido el examen objetivo que ha resuelto esta necesidad. Sin embargo, éste solo permite conocer el umbral electrofisiológico en un estrecho rango de frecuencias y hasta determinada intensidad.

A partir de esto ¿Qué nos aportaría conocer el umbral electrofisiológico para cada frecuencia del espectro auditivo del individuo?. El desarrollo de una tecnología que nos permita obtener un panorama más exacto de la patología auditiva, sería útil para poder detectar y rehabilitar de forma más adecuada en presencia de una alteración. Un claro ejemplo es la Hipoacusia Severa-Profunda en menores, donde sería posible conocer si existen restos auditivos en las diferentes frecuencias y a intensidades mayores a las que permite el PEATC.

Diversos autores ligados al ámbito de la audiolología clínica tales como R. Galambos, D. Stapells, T. Picton, G. Rance, B. Cone-Wesson, entre otros, han investigado un método alternativo a la respuesta de tronco para estimar los umbrales de audición en un espectro más

amplio de frecuencias. De esta forma, se proponen los potenciales evocados auditivos de estado estable (PEAee) como un posible método de evaluación dentro del campo auditivo.

El PEAee es una respuesta electrofisiológica evocada por un estímulo sonoro que provoca un cambio en la actividad electroencefálica. De ésta es posible aislar y registrar un potencial evocado auditivo continuo y estable en el tiempo. Los estímulos usados son tonos puros continuos, modulados en amplitud y/o frecuencia. En consecuencia, la técnica de los PEAee origina respuestas electrofisiológicas específicas por frecuencia.

Aunque los potenciales evocados por señales moduladas han sido estudiados por varias décadas, sus aplicaciones clínicas se han desarrollado sólo en los últimos años y pocos países han generalizado su uso. Producto de la falta de conocimiento del tema en nuestro país es necesario realizar investigaciones sobre PEAee con el fin de responder la gran interrogante ¿Se deben considerar los PEAee como parte a la batería de evaluación audiológica?. De aquí la importancia de conocer el funcionamiento y manejo del examen de potenciales auditivos de estado estable.

Con el objetivo de conocer las ventajas y posibles aplicaciones de los PEAee, es necesario realizar una primera aproximación a la obtención de umbrales auditivos en la población chilena, tanto en personas con audición normal como con pérdida auditiva. Dada la carencia de pautas universales de aplicación de PEAee, es necesario crear protocolos que ayuden a equiparar las variables que afectan el examen.

Al obtener resultados mediante los PEAee, es necesario realizar comparaciones entre el valor umbral arrojado por dicho examen y el entregado por la audiometría, con el fin de comprobar mediante estas relaciones las semejanzas entre ambos umbrales. Se estimará de esta forma si el PEAee contribuye en la adquisición de umbrales confiables y su aporte en el diagnóstico de patologías auditivas para una intervención eficiente.

Marco Teórico

La Audiología es la disciplina encargada de la investigación, cuidado y manejo de pacientes con trastornos de la audición y del equilibrio (*British Association Of Audiological Scientists*, 2005). Esta disciplina ha mostrado notables avances durante las últimas décadas, motivado por el creciente interés que genera. Por esto, es necesario dotar a profesionales del área de los conocimientos para la correcta utilización e interpretación de nuevos equipos de exploración. Los adelantos científicos y tecnológicos han permitido que el desarrollo de la evaluación y diagnóstico audiológico apunten hacia resultados más objetivos.

En Chile, el desarrollo de la audiología avanza con el objetivo de alcanzar los adelantos de otros países. De aquí la importancia de establecer cuál es el profesional idóneo para el ejercicio de la disciplina, quien debe contar con las herramientas necesarias para la investigación y aplicación clínica audiológica. El fonoaudiólogo especialista en audición realiza la evaluación y rehabilitación de las diferentes patologías auditivas presentes en la población chilena, formando parte importante del equipo multidisciplinario encargado de abordar estos trastornos.

Para definir de manera completa las etapas de la evaluación audiológica, se debe conocer el funcionamiento del sistema auditivo.

Principios Generales de la Audición

La audición es una facultad necesaria para el desarrollo del ser humano y constituye uno de los pilares fundamentales para la adquisición de la comunicación oral. El oído posee dos funciones: una relacionada con la audición y otra con el equilibrio del cuerpo en el espacio. El funcionamiento del sistema auditivo se lleva a cabo según la acción que realicen las distintas estructuras que componen el oído, entre las que se distinguen el oído externo, medio e interno (Figura 1). El órgano receptor de la audición se encuentra dentro del oído interno ubicado en el hueso temporal, desde donde se transmiten las señales acústicas por medio de estímulos eléctricos a los lóbulos temporales del cerebro.

En relación al estímulo acústico, se debe entender el concepto de sonido como una onda vibratoria con dos características principales: Intensidad, cuya unidad de medición son los *Watts* y Frecuencia, medida en número de ciclos por segundo (*Hertz*). Además estas características físicas del sonido se corresponden con una sensación auditiva. Es así como la intensidad se traduce en Volumen, cuya unidad de medición de sonoridad son los decibeles (dB), y la frecuencia se percibe como Tono, cuya medida de altura es la octava.

El sonido viaja a través del oído externo, siendo transportado y amplificado por las estructuras del oído medio para pasar de un medio aéreo al medio líquido reflectante del oído interno. Este fenómeno se lleva a cabo por el movimiento de los huesecillos del oído medio, los cuales mediante su acción de palanca movilizan los líquidos dentro de la cóclea. Las oscilaciones de los fluidos hacen vibrar a la membrana basilar y a todas las estructuras que ésta soporta, entre ellas las células ciliadas (Salesa, 2005).

El sonido en forma de energía mecánica estimula las células ciliadas del Órgano de Corti, las cuáles se despolarizan y codifican los sonidos de diferente frecuencia e intensidad gracias a la distribución tonotópica de la membrana basilar. Es aquí donde la energía mecánica se transforma en un impulso eléctrico que se transmitirá al nervio auditivo (VIII par craneal) y luego a la corteza auditiva primaria (Salesa, 2005).

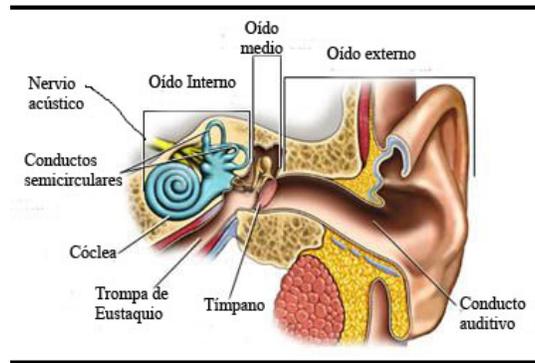


Figura 1. Principales estructuras que componen el oído.

Cualquier alteración de las estructuras y del funcionamiento del oído provocará una patología auditiva, que se puede traducir en la pérdida de la audición conocida como hipoacusia. La hipoacusia puede ser clasificada según diversos criterios, entre ellos el tipo y grado de pérdida.

La clasificación según tipo de hipoacusia hace referencia a la ubicación de la lesión en el oído. Las alteraciones del oído externo y/o medio no permiten la transmisión del estímulo sonoro hacia el oído interno, originando una pérdida auditiva conocida como Hipoacusia de Conducción. Al presentar alteraciones del oído interno en porciones de cóclea y/o nervio auditivo, la hipoacusia se define como Sensorio-Neural. Cuando la hipoacusia presenta características de los dos tipos de pérdidas señaladas, se define una Hipoacusia Mixta. Según el grado de pérdida auditiva, las hipoacusias pueden ser clasificadas en leves, moderadas, severas y profundas.

Por lo anterior es necesario el manejo de las técnicas de evaluación audiológica existentes, así como la investigación de nuevos métodos enfocados al diagnóstico precoz, vital para la eficaz intervención de estos trastornos.

CAPÍTULO 1

Técnicas de Evaluación Audiológica

En toda evaluación audiológica existe una serie de pasos a seguir con el fin de llegar a un diagnóstico certero. En un primer momento es necesario realizar una recopilación de antecedentes del paciente mediante una anamnesis audiológica que entregará datos relevantes al momento de evaluar. Posteriormente, se efectúa la primera exploración clínica al paciente a través de la otoscopia, la cual evaluará visualmente el pabellón auditivo, el conducto auditivo externo (cae) y la membrana timpánica, con la finalidad de pesquisar posibles alteraciones en estas estructuras (Salesa, 2005).

Dentro de la evaluación audiológica se incluyen diversas pruebas que pueden clasificarse según la participación del paciente. Es así como se define una prueba subjetiva cuando es el paciente quien da la respuesta mediante una conducta. Por otra parte, las pruebas objetivas entregan resultados que pueden o no estar sujetos al análisis del examinador, pero que no requieren de la colaboración del paciente.

1.1 Técnicas de Evaluación Audiológica Subjetivas

1.1.3 Audiometría

La herramienta diagnóstica más utilizada en audiología clínica es la audiometría. Esta prueba tiene como objetivo determinar los umbrales psicoacústicos auditivos a través de la respuesta conductual del paciente. Permite conocer el grado de pérdida auditiva de una persona, así como la ubicación de la lesión que lo afecta.

El instrumento utilizado para aplicar la prueba es el audiómetro. Esencialmente está constituido por un oscilador de frecuencias que emite un tono puro que puede seleccionarse y que va desde los 125 a 8000 Hz. Así mismo, el nivel de intensidad de la señal puede variar a partir de -10 hasta los 120 dB HL según las características de cada equipo. Es importante, para evitar el efecto enmascarante del ruido ambiental, que el paciente se encuentre dentro de una cámara sonoaislada (Salesa, 2005).

El examinador determinará el nivel umbral, el que se define comúnmente como la señal de mínima intensidad (dB HL) a la cual las múltiples presentaciones son detectadas el 50% de las veces (Katz, 2002). El estímulo es enviado por vía aérea mediante el uso de fonos y por vía ósea con un vibrador en la mastoides. Al realizar esta operación se obtiene una serie de valores que se registran en un audiograma. Deben utilizarse símbolos y colores unificados para que las diversas características de los datos audiométricos se presenten en forma comprensible para otros examinadores (Lehnhardt, 1992).

En una persona con audición normal, todos los umbrales de percepción se encuentran entre 0 y 20 dB HL en las diferentes frecuencias. Cuando los valores de los umbrales superan este rango, se observarán pérdidas auditivas que varían en grados de leves a profundas. El estudio del estado de la vía aérea y ósea permite realizar un adecuado topodiagnóstico (ubicación de la lesión).

1.1.2 Acumetría

La acumetría es un método compuesto por una serie de pruebas complementarias a la audiometría, cuyo objetivo es estimar el tipo, grado de pérdida auditiva y el oído afectado. Al

igual que la audiometría, es una prueba subjetiva debido a la participación activa del paciente en las respuestas. Esta técnica, a diferencia de otros exámenes de medición audiométrica, no utiliza medios electroacústicos para la estimulación (Salesa, 2005).

Dentro de la acumetría, las pruebas de diapasones poseen un alto valor en cuanto a la exploración coclear, siendo las pruebas de Rinne y Weber las más utilizadas. La verdadera importancia de estas pruebas no es hallar el umbral de audición mínimo, sino averiguar de forma rápida y sencilla si la pérdida corresponde a una hipoacusia conductiva, sensorioneural o mixta, además de determinar si es unilateral o bilateral (Lehnhardt, 1992).

1.2 Técnicas de Evaluación Audiológica Objetivas

1.2.4 Impedanciometría

El estudio de la compliance e impedancia acústica se realiza mediante la impedanciometría, donde se explora la presión del oído medio, función de la trompa de Eustaquio, integridad y movilidad de la membrana timpánica, continuidad de la cadena oscilar y reflejos acústicos.

La impedanciometría consta de tres pruebas; timpanometría, compliance estática y reflejo estapedial. La primera consiste en la aplicación de una presión de aire que varía de positiva a negativa. La representación gráfica se denomina Timpanograma y el rango normal de presión en el oído medio de un adulto es entre +50 y -50 milímetros de agua (mm H₂O).

La compliance estática se observa en el ápice de la curva y los valores normales se encuentran entre el rango de 0.35 y 1.45 centímetros cúbicos (cc) de aire (Salesa, 2005). Los valores de presión de la Caja Timpánica y de Compliance Estática, originarán un tipo de curva en el timpanograma que permitirá diferenciar las distintas patologías del oído medio.

Por último el Reflejo Estapedial es el mecanismo de protección y contracción automático y sinérgico del músculo del estribo y del martillo. Cuando se aplican estímulos sonoros a gran

intensidad (> 90 dB SPL) el reflejo se registra clínicamente como un aumento en la inmitancia acústica. El reflejo acústico en personas normales se manifiesta bilateralmente, donde el umbral se sitúa a 70-90 dB por encima del umbral de audición (Katz, 2002).

La aplicación clínica de la impedanciometría permite al evaluador descartar alteraciones a nivel del oído medio, y al mismo tiempo una hipoacusia de conducción.

1.2.2 Otoemisiones Acústicas (OEA)

Las Otoemisiones Acústicas son sonidos generados dentro la cóclea sana, en presencia (OEA evocadas) o ausencia de estimulación sonora externa (OEA espontáneas). Las otoemisiones evocadas pueden clasificarse en base al estímulo utilizado en transientes (estímulo clic o tonal de banda semiancha); producto de distorsión (dos sonidos simultáneos 2F1-F2) y estímulo-frecuencia (estímulo de un tono puro).

Las OEA resultan del movimiento no-lineal de las células ciliadas externas (CCE). Estos movimientos o actividad micromecánica son causados por cambios en el potencial receptor de las CCE inducidos por sonidos e independientes de la transmisión sináptica. Por otra parte, las OEA desaparecen en pérdidas auditivas superiores a 35 dB y están presentes en un 98% de las personas con audición normal (Katz, 2002).

Este examen es simple, rápido y no invasivo, por lo que su mayor utilidad está en el *Screening* auditivo neonatal. Cabe destacar, que los resultados pueden alterarse por diversas interferencias durante la recolección de las emisiones, teniendo un porcentaje de 2% de falsos negativos.

1.2.3 Potenciales evocados auditivos (PEA)

Los potenciales evocados auditivos corresponden a la respuesta neuroeléctrica del sistema auditivo ante un estímulo. Parte de la actividad electrofisiológica que se produce a nivel del Sistema Nervioso Central (SNC) es de carácter espontáneo, azaroso y se manifiesta en ausencia de estimulación sensorial. Éstas pueden ser detectadas por medio del Electroencefalograma (EEG) con electrodos de superficie a nivel craneal.

Esta actividad eléctrica cerebral ha sido ampliamente estudiada y fue descrita por primera vez en 1929 por Berger. Posteriormente, los investigadores Davis y colaboradores (1939) registraron potenciales evocados auditivos muy por encima del umbral, observando un cambio en el EEG entre 50 y 500 milisegundos (ms) después del estímulo. Sin embargo, estos hallazgos no pudieron ser interpretados de una forma clínicamente útil hasta el año 1951, período en el que Dawson comenzó con la técnica de promediación (Lehnhardt, 1992).

El registro de los PEA es captado por electrodos ubicados en determinadas zonas de la superficie craneal, de acuerdo al objetivo de cada estudio. Los registros representan cambios de voltaje de la actividad cerebral en una fracción de tiempo antes, durante y después de la presentación de un estímulo acústico (Salesa, 2005).

Los potenciales evocados auditivos corresponden a un potencial eléctrico de campo, que consiste en la sumación de la actividad eléctrica de millones de neuronas. La amplitud de los PEA depende de la intensidad del estímulo, el cual origina un mayor número de respuestas evocadas de una región anatómica específica, en forma sincronizada. Por otra parte, a mayor amplitud de la onda se observa una disminución de la latencia de los *peaks* que la componen (Luts, 2005).

La clasificación actual de los Potenciales Evocados Auditivos de acuerdo al período de latencia fue adaptada a partir de los trabajos de Picton y colaboradores de los años 1974 a 1977 y 1983 (Katz, 2002). Estos potenciales o respuestas provienen del oído interno y de cada uno de los componentes de la vía auditiva (nervio auditivo, tronco cerebral, mesencéfalo y corteza auditiva). Según el tiempo transcurrido entre la presentación del estímulo y la aparición de la onda se pueden clasificar en:

a) Potenciales Acústicos Evocados Tempranos o Cortos (PAEC):

Son aquellos PEA que ocurren dentro de los primeros 10 ms a partir de la presentación del estímulo. Dentro de ellos se distinguen dos tipos, los correspondientes a la actividad eléctrica generada en la cóclea (potencial microfónico coclear, el potencial de sumación y el potencial de acción compuesto) (Lehnhardt, 1992) y los originados en la vía auditiva (Potenciales Acústicos Evocados Tempranos del Tronco Cerebral, PEATC) (Katz, 2002).

b) Potenciales Acústicos Evocados Medios (PAEM)

Estos componentes se ubican en el rango de latencia de 10-50 ms. Su registro se origina de los músculos de la nuca y de la región retroauricular, así como de los campos auditivos del tálamo y de las proyecciones corticales primarias (Lehnhardt, 1992). Dentro de este grupo, se encuentran el Potencial Miógeno, el Potencial Neurogénico ($N_0, P_0, N_a, P_a, N_b, P_b$) y el Potencial de Estado Continuo de 40 Hz descrito por Galambos y colaboradores en 1981.

c) Potenciales Acústicos Evocados Tardíos (PAET)

Se encuentran después de 50-100 ms posterior al estímulo y comprenden el Complejo N_1 - P_2 , el Componente Positivo Tardío (P_{300} o P_3) y la Variación Contingente Negativa (CNV). Esta actividad proviene de la corteza auditiva primaria y secundaria, registrándose a través del potencial evocado cortical (Lehnhardt, 1992).

1.2.3.1 Procesamiento de la Señal

Desde el punto de vista instrumental, los PEA requieren de un generador de estímulo electroacústico que evocará una respuesta. Luego, ésta pasa a través de un amplificador, para ser posteriormente procesada por un sistema de registro de datos, lo que permitirá la visualización de la respuesta.

La señal electrofisiológica generada por los estímulos acústicos es de pequeña magnitud y debe extraerse de la actividad eléctrica cerebral de fondo. Debido a que el potencial auditivo (señal) puede estar enmascarado por la actividad espontánea del EEG (ruido), la relación señal-ruido debe ser optimizada mediante varias estrategias para poder detectar el PEA:

a) Ventana Temporal de registro

De acuerdo a la latencia de la respuesta buscada se debe escoger el rango de tiempo lógico en el que está la respuesta.

b) Registro diferencial y amplificación

En relación a la posición de los electrodos en la cabeza, se pueden observar marcadas variaciones de los componentes del potencial. Para el registro se utilizan tres electrodos; el electrodo positivo se posiciona en un área de alta actividad de respuesta (*vertex* o frente alta); el negativo se ubica en un área de baja actividad de respuesta (mastoides o lóbulo de la oreja) y el electrodo común sirve como referencia para el preamplificador. El preamplificador subtrae las señales entre el electrodo negativo y positivo, y la diferencia se multiplica por el factor de ganancia (amplificador) (Curet, 1988).

c) Selección de filtros

Los límites de frecuencia de los filtros deben elegirse de manera que recorten el espectro de ruidos y que no disminuyan o alteren la fase de la señal. Además, los filtros utilizados dependen de la señal buscada y por tanto, de la porción de la vía auditiva que se desea

registrar. Generalmente, se utiliza una combinación de filtros de pasa alta y pasa baja, donde la frecuencia de respuesta debe encontrarse más o menos en el medio del paso de banda elegido.

d) Eliminación de artefactos

Los artefactos pueden ser originados de una fuente externa (equipos electromagnéticos) o electrofisiológica (movimientos musculares del paciente) (Hall, 1992). El artefacto que excede el voltaje predeterminado, será removido de la muestra de datos antes de la promediación de la respuesta de un intervalo de tiempo.

e) Técnica de promediación

Se requiere la conversión análogo-digital de la señal para que los valores puedan almacenarse en una matriz de datos, en un intervalo de tiempo. Teniendo en cuenta que en el EEG se observan cambios de voltajes, tanto positivos como negativos y de la misma magnitud, la suma de todas las variaciones en un tiempo prolongado será igual a cero, por lo tanto se anulan los *peaks* positivos y negativos. De esta manera, la actividad del EEG al azar puede ser parcialmente anulada, mientras el PEA permanece estable.

Los potenciales evocados auditivos han tenido un rol esencial en la práctica clínica de la audiología por ser un método no invasivo, sin incomodidad para el paciente y por proporcionar una gran cantidad de aplicaciones relevantes del sistema nervioso auditivo (Katz, 2002).

1.2.3.2 Respuesta auditiva de Tronco Cerebral evocada por *Clic*

En la actualidad, el método más difundido de audiometría objetiva es el registro de las repuestas de latencia corta de tronco cerebral. Por definición, en las respuestas analizadas sólo se evalúan los *peaks* positivos, identificándolos de la onda I a la onda VII. El estímulo más utilizado es de tipo *clic*, el cuál tiene una forma rectangular con una meseta de 100

microsegundos (μs). Este impulso es de breve duración y abarca un espectro de frecuencias muy amplio y poco específico; entre 2000 y 4000 Hz (Lehnhardt, 1992).

Hecox y colaboradores (1976) plantearon que el estímulo *clic* es lo suficientemente corto para permitir una descarga neuronal sincrónica desde el sistema auditivo (Tomado de Luts, 2005). Así, la información es procesada por un computador adaptado y graficada por una serie de cinco a siete ondas, que aparecen durante los primeros 10 ms después de la presentación de un estímulo, descrito por Jewett y Williston (1971) (Tomado de Luts, 2005). Además cada onda representa una estación de la vía auditiva, de esta forma la respuesta del PEATC permite evaluar la vía auditiva ascendente hasta el colículo inferior (Figura 2).

El análisis clínico de los PEATC que se utiliza con mayor frecuencia incluye la descripción de la amplitud y morfología general de las ondas, así como las latencias absolutas e intervalos *interpeaks* (especialmente los intervalos I-V, I-III y III-V). En forma normal, a menor intensidad de estímulo las latencias absolutas aumentan, las amplitudes del componente disminuyen y todas las ondas eventualmente desaparecen con el ruido de fondo (Katz, 2002).

Generalmente, la onda I desaparece primero al bajar la intensidad del estímulo, mientras que la onda V permanece más tiempo. El umbral electrofisiológico, en base a la respuesta auditiva de tronco, se define como la intensidad más baja en la que es posible visualizar la onda V, ya que a diferencia del resto de ondas ésta se observa a niveles cercanos al umbral audiométrico.

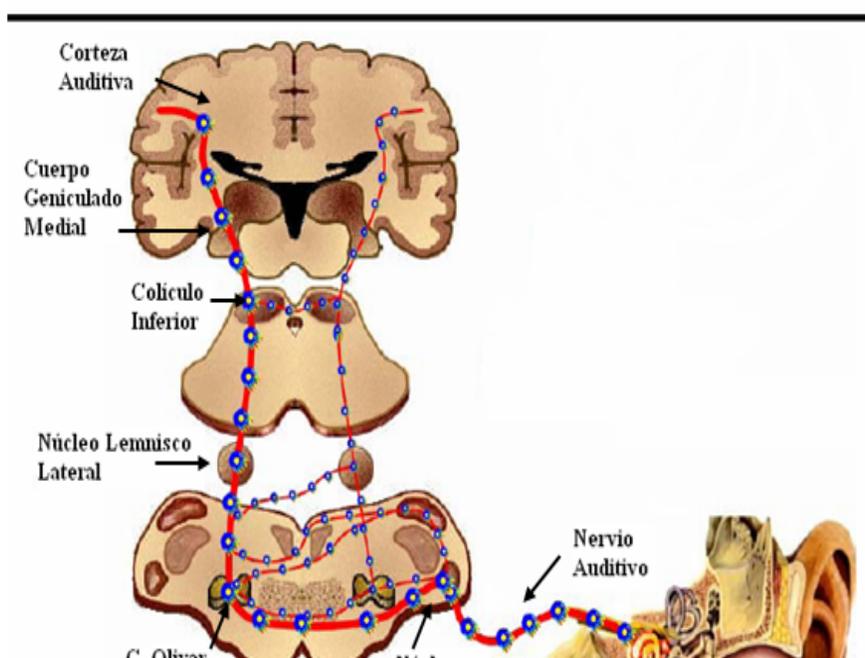


Figura 2. Estaciones de la Vía Auditiva.

1.2.3.3 Respuesta Auditiva de Tronco Cerebral por Frecuencia Específica

La actividad del potencial de tronco cerebral por frecuencia específica puede ser captada por medio de varias técnicas que incluyen diferentes estímulos.

a) *Tone Burst*

En contraste a los tonos *clic*, la mayor cantidad de energía de los *Tone Burst* se concentra alrededor de la frecuencia evaluada, mientras que una mínima parte de la energía se dispersa en los extremos frecuenciales del estímulo (Curet, 1988). No obstante, al incrementar la intensidad del estímulo se observa una mayor dispersión de la energía en las frecuencias cercanas a la evaluada.

Los estímulos breves son los más efectivos para obtener respuesta de latencia corta. Sin embargo, la especificidad de la frecuencia depende de la duración del estímulo, de esta forma es especialmente problemático mantener tal configuración en frecuencias bajas, según lo descrito por Davis en 1984. El uso de ruido enmascarante se utiliza como alternativa para ampliar o restringir el rango de frecuencias, que interfieren con la respuesta estudiada. Sin embargo, estas técnicas requieren de un largo tiempo de registro, una alta rigurosidad en el procedimiento y experticia por parte del examinador (Tomado de Luts, 2005).

b) **Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAee)**

Las respuestas auditivas estables han sido investigadas como una posible técnica para evaluar objetivamente los umbrales de audición específicos por frecuencia. Los PEAee son respuestas eléctricas periódicas del cerebro ante la repetición de estímulos auditivos (Maiste y Picton, 1989). Estas respuestas poseen dos componentes; amplitud y fase, las cuáles permanecen constantes durante períodos de tiempo prolongados (Martínez y cols., 2007). Los PEAee estudian varias frecuencias de prueba específica por medio de un estímulo modulado en amplitud y/o frecuencia. En la actualidad, se investiga ampliamente este método con el objetivo de validar su aplicación en el campo clínico audiológico.

CAPITULO 2

Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable

2.1 Principios Generales

Rose y colaboradores (1967) plantearon que cuando se presenta un estímulo sonoro sinusoidal de baja frecuencia, las fibras del nervio auditivo descargan en la misma fase de la señal, fenómeno conocido como fijación de fase. Además, Moller (1974) observó que la presentación de estímulos sinusoidales de amplitud modulada a bajas frecuencias, produce un disparo sincrónico de las neuronas auditivas, en respuesta a esta frecuencia de modulación (Tomado de Luts, 2005).

En investigaciones adicionales, Galambos y colaboradores (1981) utilizan la técnica de sustracción computacional para analizar las respuestas auditivas a partir de señales electroencefalográficas. Tales autores describen un potencial auditivo evocado, graficado como 3 ó 4 ondas, con una frecuencia aproximada de 40 Hz en un período de 100 ms. Éste se ha denominado Potencial de 40 Hz y se produce en respuesta a un estímulo modulado a 40 Hz (Figura 3).

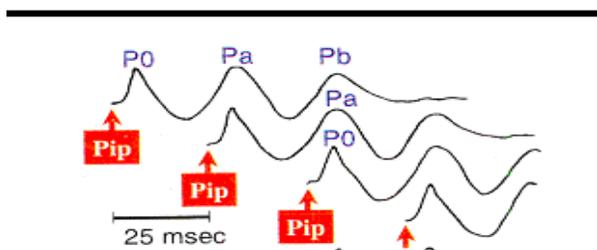


Figura 3. Se observan las respuestas de latencia media tal como describió Galambos y colaboradores. Se presentan una serie de impulsos tonales cada 25 milisegundos, los cuales evocan de forma periódica una respuesta que se superpone

En el año 1989, Regan planteó que cuando los componentes frecuenciales de una respuesta permanecen estables en el tiempo, se origina un potencial evocado continuo cuasi-sinusoidal. Bajo este concepto se propone el término de Potencial Evocado Auditivo de Estado Estable (PEAee).

Los PEAee son respuestas electrofisiológicas evocadas por un estímulo acústico continuo, el cuál es modulado por una frecuencia distinta a la de estimulación. El tono presentado se denomina **Frecuencia Portadora (Fc)** y corresponde a la frecuencia evaluada (Ménard y cols., 2008). Adicionalmente, la frecuencia portadora es modulada a una cierta tasa, la cuál se conoce como **Frecuencia de Modulación (Mf)** y puede seleccionarse dentro de un rango de 4 a 110 Hz (Martínez-Beneito y cols., 2002).

Los PEAee poseen dos componentes; amplitud y fase, los cuáles permanecen constantes en el tiempo (Martínez y cols., 2007). La detección de la respuesta se basa en la identificación de una onda desde la actividad eléctrica cerebral de base. La onda buscada tendrá exactamente la misma frecuencia que la MF del estímulo, identificándose mediante la Transformada Rápida de Fourier (FFT). Un análisis estadístico determinará la presencia o ausencia de la respuesta, por lo tanto, la identificación es automática y objetiva.

2.2 Bases Fisiológicas

La presentación de un estímulo acústico desencadena la depolarización de las células ciliadas en la porción coclear correspondiente a la frecuencia portadora. Esta depolarización genera un potencial de acción en las fibras del nervio auditivo. En consecuencia, la respuesta registrada es una combinación de la actividad de la cóclea y de las vías auditivas en respuesta a la MF (Salesa, 2005).

Para la comprensión de las bases fisiológicas de los PEAE, es necesario considerar el funcionamiento de la cóclea como transductor de señales sonoras. La función de transferencia de las células ciliadas y del nervio auditivo genera una rectificación compresiva de la onda sonora (Lins y Picton, 1995; Lins y cols., 1996) (Figura 4).

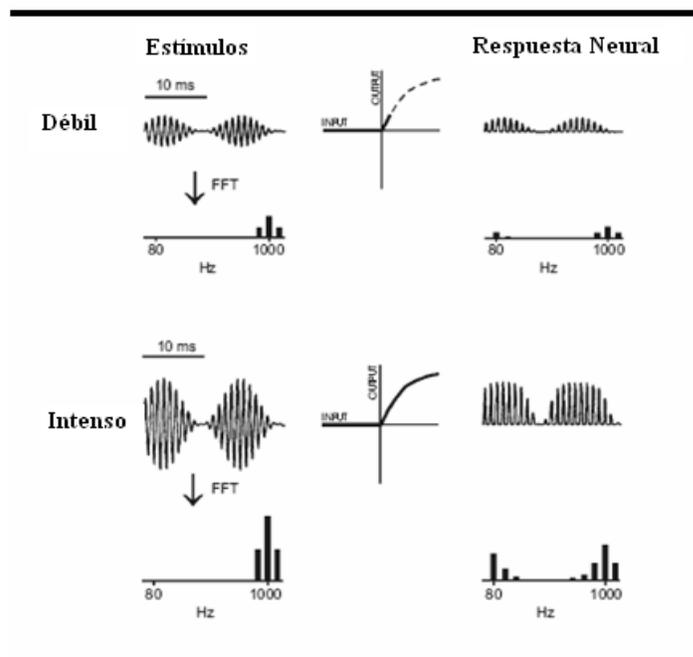


Figura 4. En 1982 Pickles propuso que el tipo de respuesta representada como un *peak* a la frecuencia de modulación se puede explicar si se tiene en cuenta las propiedades fisiológicas del sistema auditivo, el cual actúa como un rectificador de media onda (Tomado de Pérez-Ábalo y cols., 2003).

Cuando un tono modulado es captado por el oído, la cóclea realiza un análisis en relación a la distribución tonotópica de las frecuencias en la membrana basilar. La depolarización de las células ciliadas internas causa que las fibras nerviosas auditivas

transmitan un potencial de acción. Así, el output de la cóclea contiene una versión rectificadora del estímulo acústico modulado en amplitud. Las células nerviosas no responden en forma sincrónica debido a diferentes retardos en la conducción de la señal desde la cóclea. Esto puede suavizar la forma de la onda registrada y cancelar los componentes espectrales de alta frecuencia. De esta forma a medida que se asciende en vía auditiva, las neuronas que se encuentran cada vez más alejadas de la cóclea, pueden ser más activas a la frecuencia de modulación (Lins y cols., 1995; Pérez-Ábalo y cols., 2003).

2.3 Parámetros de Estimulación

Se sabe que la dispersión de la energía acústica de un estímulo es mayor mientras más breve sea éste (Stapells y cols., 1995). Es por este motivo que los estímulos de corta duración (*clic* y *tone burst*) utilizados en los PEATC, poseen una gran dispersión de la energía. Lo anterior, sumado a la asimetría de la mecánica coclear hace que se estimulen amplias regiones de la membrana basilar y poco circunscritas a la frecuencia nominal del estímulo (Barajas y Zenker, 2002).

Para contrarrestar esta dificultad, las investigaciones en el área se han focalizado en la búsqueda de estímulos que permitan la activación de frecuencias en forma específica. Por esta razón se han desarrollado estímulos acústicos de larga duración y modulados por bajas frecuencias, de manera que la energía esté centrada alrededor de la frecuencia portadora (F_c). Un claro ejemplo, son los tonos sinusoidales continuos y modulados en amplitud, que han sido ampliamente utilizados en el registro de PEAAe los cuales son modificados por diversos parámetros (Figura 5).

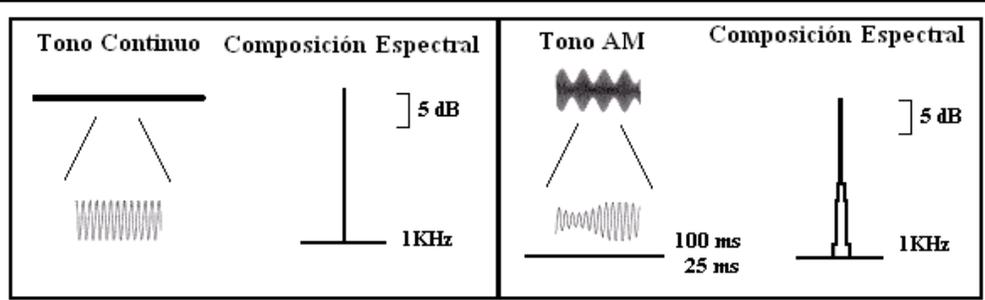


Figura 5. Se observa la señal en el tiempo de 2 estímulos acústicos; tono continuo y tono modulado en amplitud (AM). Para cada estímulo se muestra (en dos escalas diferentes de tiempo) la señal eléctrica que genera dicho estímulo y su energía acústica o composición espectral. Cabe destacar que tales estímulos poseen una composición espectral más circunscrita a su frecuencia nominal.

2.3.1 Frecuencia Portadora

La frecuencia portadora (F_c) determina qué área de la membrana basilar es activada en la cóclea y por lo tanto, representa a las frecuencias de prueba específica (Ménard y cols., 2008). La determinación de umbrales auditivos por los PEAAe, al igual que en la audiometría, va en un rango frecuencial de 125/250 a 8000 Hz.

2.3.2 Frecuencia de Modulación

La tasa o frecuencia de modulación (MF) del estímulo, es una característica que define a los PEAAe. Los valores de frecuencias de modulación han sido investigados en un amplio rango entre 2 y 450 Hz (Kuwada y cols., 1986; Rees y cols., 1986; Picton y cols., 1987), los cuales dependerán de la F_c y de otras variables inherentes al sujeto. A medida que aumenta la MF se observa una disminución en la amplitud de los PEAAe (Luts, 2005; D'haenens y cols., 2007) (Figura 6).

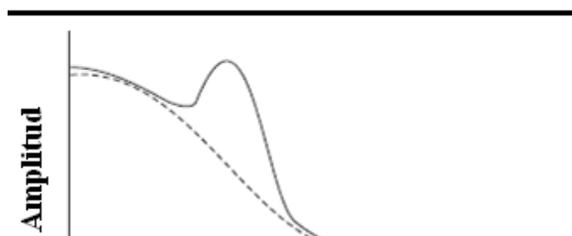


Figura 6. Representación esquemática de la amplitud de la respuesta auditiva estable (línea continua) y el nivel de ruido (línea punteada) como una función de frecuencia de modulación para tonos modulados por la amplitud.

2.3.4 Tipos de modulación (AM/ FM-AM/ AM2)

Un tono continuo puede ser modulado en amplitud (AM), en frecuencia (FM) o simultáneamente en amplitud y frecuencia (MM). La modulación en amplitud se aplica tanto en forma lineal (AM), como exponencial (AM²) (Martínez y cols., 2007).

a) Modulación de la Amplitud (AM)

Un tono puro modulado en amplitud, aumenta y disminuye en intensidad con una determinada tasa o frecuencia. Además posee el mayor espectro de energía concentrado en la F_c y en las bandas contiguas. Por ejemplo, un tono puro de 1000 Hz modulado en amplitud a 100 Hz, mantiene un *peaks* a los 1000 Hz con bandas contiguas a 900 y 1100 Hz (Cone-Wesson, 2003). Si se compara con los estímulos *Tone Burst*, el rango de dispersión de energía del tono puro modulado en amplitud es mucho más estrecho, lo que representa una ventaja al momento de determinar umbrales específicos por frecuencia.

Adicionalmente, la modulación puede variar en profundidad entre valores de 0 a 100%. Al aumentar la profundidad de modulación la energía se dispersa produciendo una disminución en la especificidad de F_c , no obstante, se obtienen PEAee de mayor amplitud (Luts, 2005) (Figura 7).

b) Modulación de la Frecuencia (FM)

Tonos modulados en frecuencia también pueden originar PEAee. A mayor profundidad de modulación de la frecuencia, la respuesta se incrementa en amplitud. Sin embargo, en la medida en que aumenta la profundidad FM la especificidad en frecuencia del estímulo disminuye (Picton y cols., 1987; Maiste y Picton., 1989) (Figura 7).

c) Modulación Mixta AM/FM (MM)

La modulación mixta implica cambios en la frecuencia y en la amplitud de la frecuencia portadora (F_c) a la misma tasa de modulación. En los estímulos MM se produce cierta dispersión de la energía acústica que abarca el valor de FM: por ejemplo, una señal de 1000 Hz que tiene el 10% FM tendrá una dispersión de su energía entre los 900 y 1100 Hz (10% a cada lado de la F_c) (Cone-Wesson, 2003). La modulación simultánea de amplitud y frecuencia genera respuestas más grandes comparadas a la modulación sólo en amplitud (John y cols., 2001) (Figura 7).

d) Modulación de la Amplitud (AM^2)

Además de los tonos modulados en amplitud se han desarrollado estímulos con una variación exponencial de la amplitud (más rápida) denominada AM^2 . Los estímulos AM^2 al igual que los MM, evocarían respuestas de mayor amplitud que los tonos modulados con AM

o FM. Esta característica permitiría determinar con mayor eficacia los umbrales audiométricos mediante PEAAe en infantes (John y cols., 2004) (Figura 7).

2.4 Generadores Neurales Según Frecuencia de Modulación.

Según Jewett y colaboradores (1970), “las respuestas evocadas representan la suma de respuestas de muchas neuronas, registradas por electrodos colocados en la superficie de la cabeza”. A partir de la premisa anterior los potenciales evocados auditivos pueden ser registrados desde todos los niveles del sistema auditivo (Junius y Dau, 2005).

Se cree que hay una estrecha relación entre la frecuencia de modulación y los generadores neurales para los PEAAe. Estos generadores responderían en forma diferenciada a distintas frecuencias de modulación, con predominio del tronco encefálico y de la corteza a modulaciones de 80 y 40 Hz respectivamente (Herdman y cols., 2002). “La fase de los PEAAe varía junto con la frecuencia del estímulo, fenómeno conocido como fijación de fase (*phase-locking*)” (Cabello y Caro, 2007). Algunos estudios proponen que aproximadamente una fracción de las células de la corteza auditiva originarían la fijación de fase (Swanepoel y Hugo, 2004a; Cabello y Caro, 2007).

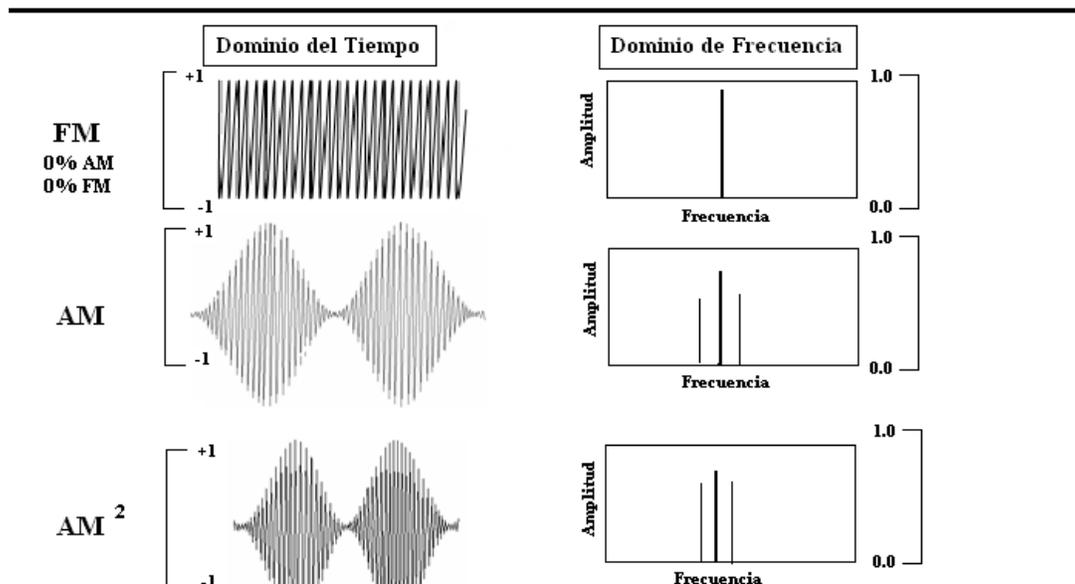


Figura 7. Esquemas que representan el dominio de la frecuencia y del tiempo de los siguientes tipos de modulaciones: Frecuencia Modulada (FM), Amplitud Modulada (AM), Amplitud Modulada al cuadrado (AM^2) y Modulación Mixta (MM).

Como los PEAAe son respuestas continuas, es posible determinar la latencia midiendo el espectro de fase predominante que concuerda con la MF. De esta forma, se asume que los generadores neurales son los mismos de aquellas respuestas evocadas auditivas (PEAs) de latencia similar (Cone-Wesson y cols., 2002a).

En relación a la latencia de respuesta de los PEAAe, se pueden proponer distintos tipos de generadores neurales según la frecuencia de modulación del estímulo. Los estudios de Mauer y Döring (1999) demostraron que la actividad cortical disminuye a medida que se aumenta la frecuencia de modulación, donde el tronco encefálico es la fuente dominante en tasas de modulación mayores a 50 Hz (Tomado de Herdman y cols., 2002). En forma más específica, rangos de modulación entre 70 y 110 Hz originan respuestas que se superponen cada 10 ms, las que se corresponden con los PEATC (Herdman y cols., 2002; Martínez y cols., 2007).

Ciertos estudios han identificado que la circunvolución supratemporal de la corteza auditiva sería un generador neural del Potencial de 40 Hz, al igual que los de PEAM (Mäkel y

Hari, 1987; Hari y cols., 1989; Pantev y cols., 1993; Pantev y cols., 1996; Gutschalk y cols., 1999, tomado por Herdman y cols., 2002). Se propone que modulaciones entre 20 y 70 Hz, originan respuestas que se superponen aproximadamente cada 30 ms, concordando con las latencias de los PAEM (Martínez y cols., 2007). Sus generadores corticales estarían en el mesencéfalo, tálamo y córtex auditivo primario (Katz, 2002).

Por último, a modulaciones menores de 20 Hz (Katz, 2002) o entre 20 y 40 Hz (Mauer y Döring, 1999, tomado de Herdman y cols., 2002) se originan respuestas con latencias de 100 ms, las que concuerdan con los PAET. Tanto el tronco encefálico como las zonas corticales se proponen como generadores para estas respuestas.

Aunque no existe un total acuerdo sobre el origen de los PEAEe, es claro que, independiente de la frecuencia de modulación, es necesaria la integridad de la cóclea y del VIII par para su registro (Katz, 2002).

2.5 Detección y Análisis de la Respuesta

2.5.1 Registro EEG y obtención de PEAEe

La actividad cerebral registrada sobre la superficie craneal de un individuo, es una combinación de la respuesta a la frecuencia de modulación, del ruido producto de la actividad cerebral de fondo y de artefactos musculares.

El estímulo utilizado en la obtención de los PEAEe consiste en tono (F_c) modulado en amplitud y/o frecuencia a una determinada tasa (MF). Al estimular un área específica de la cóclea mediante una determinada F_c , se genera una actividad que sigue la variación de amplitud de esta frecuencia (Dimitrijevic y cols., 2001; John y cols., 2003; Picton y cols., 2003 tomado de Ménard y cols., 2008). De esta forma, la descarga de neuronas auditivas en el tronco cerebral es periódica y sincrónica en fase a la frecuencia de modulación del estímulo (Fijación de Fase). Es por esto que, a diferencia de los PEATC, los PEAEe pueden ser mejor

representados en el dominio de la frecuencia que en el del tiempo (Martínez y cols., 2007; Canale y cols., 2006).

La detección de la respuesta se basa en la identificación de una onda con una determinada frecuencia, entre la totalidad de la actividad eléctrica cerebral. La onda buscada tendrá la misma frecuencia que la MF, identificándose mediante la Transformada rápida de Fourier (FFT), tras un número determinado de promediaciones que busca minimizar el ruido eléctrico de base (Martínez-Beneito y cols., 2002).

Cada muestra compuesta por un grupo de respuestas o por un promedio de ellas, puede ser sujeta a una FFT. La FFT convierte los componentes del dominio del tiempo al dominio de la frecuencia. Analizando la respuesta en el dominio de la frecuencia, se observa en el espectrograma del EEG un *peak* que representa la periodicidad de la respuesta estado-estable (Figura 8). Tal *peak* puede ser identificado fácilmente con métodos estadísticos que lo diferencian del ruido basal del EEG (Canale y cols., 2006). Este componente se describe en un gráfico de coordenadas polares mediante dos parámetros: amplitud y fase (Pérez-Ábalo y cols., 2003) (Figura 9). La longitud del vector corresponde a la amplitud de la respuesta electroencefalográfica y el ángulo vectorial refleja la fase o el tiempo de retraso entre el tono modulado y la respuesta cerebral (Barajas y Zenker, 2002; Salesa, 2005).

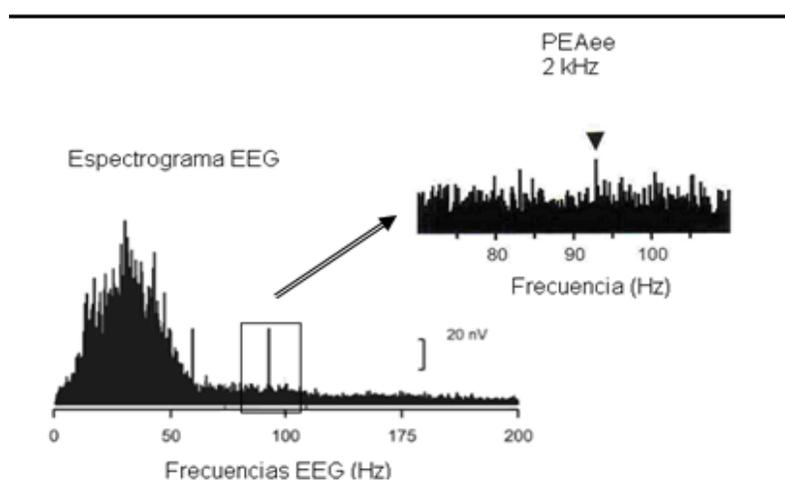


Figura 8: Espectrograma del EEG donde se distingue el *peak* de la frecuencia que se corresponde con la frecuencia de modulación.

2.6 Indicadores estadísticos de PEAEe

Luego que la respuesta de los PEAEe es transformada a un componente espectral, puede ser fácilmente detectada utilizando diferentes indicadores estadísticos. Todo registro cerebral incluye actividad no deseada que contamina la señal. La estimación de la relación señal-ruido (SNR) ayuda en la identificación de la respuesta. Un análisis estadístico determinará, en función del valor de probabilidad asignado previamente, si la señal corresponde sólo a «ruido» o a una respuesta auditiva de estado estable.

Se han realizado extensas investigaciones en relación a la eficacia de distintos algoritmos para detectar la respuesta de estado estable (Dobie y Wilson 1989; Champlin, 1992).

Algunos algoritmos como Coherencia de Fase (PC) y Medida de Sincronicidad de Fase (CSM) (Stapells y cols., 1987; Aoyagi y cols., 1993) utilizan sólo la información de la fase, sin considerar la amplitud del componente espectral. En cambio, otros indicadores consideran los dos componentes de la señal espectral; amplitud y fase. Entre estos métodos están: Hotelling T^2 (HT2) (Picton y cols., 1987), T^2 circular (CT2) (Víctor y cols., 1991, tomado de Valdés y cols., 1997), Test de F o de periodicidad escondida (Lins y Picton, 1995) y Magnitud de Coherencia al cuadrado (MSC) (Dobie y Wilson, 1989).

a) Coherencia de fase (PC)

El principio básico de esta técnica, relacionada a la tasa señal ruido (SNR), es que la latencia de la respuesta estado-estable se corresponde con la MF. Posterior al análisis mediante FFT, se determina la fase del *peak* mayor, que corresponde a la frecuencia de MF, para luego ser graficado en coordenadas polares (figura 9). Para determinar la PC, se calcula el seno y coseno de los ángulos formados por cada vector que conforman una muestra¹. Los valores de PC van de 0.0 a 1.0. Cuando las fases tienen alta coherencia entre sí dentro de una muestra, los

¹ Coherencia de Fase es $PC = [(1/n \sum \cos \Phi_i)^2 + (1/n \sum \sin \Phi_i)^2]^{1/2}$
Donde n = número sucesivo de muestras y Φ es la fase de la $i^{\text{ésima}}$ frecuencia en la series de FFT.

valores serán cercanos a 1.0, en cambio, cuando las fases se distribuyen al azar hay una baja coherencia y los valores se aproximarán a 0.0. En este método estadístico la amplitud o el largo de los vectores no es utilizado en el análisis de los resultados (Katz, 2002).

Un método adicional para detectar un PEAE es la Coherencia de Magnitud al Cuadrado (MSC), el cual ha sido desarrollado por Dobie y Wilson en 1989. La MSC analiza tanto la fase como la intensidad de la respuesta que es atribuible a un estímulo. La ventaja del MSC es que a medida que incrementa la amplitud del potencial evocado, los valores de MSC^2 también se incrementan, lo que permite una mejor detección en comparación a métodos que sólo miden la fase. Una desventaja es la fluctuación del ruido de fondo, que tendrá un mayor efecto en MSC que en PC (Cone-Wesson, 2003).

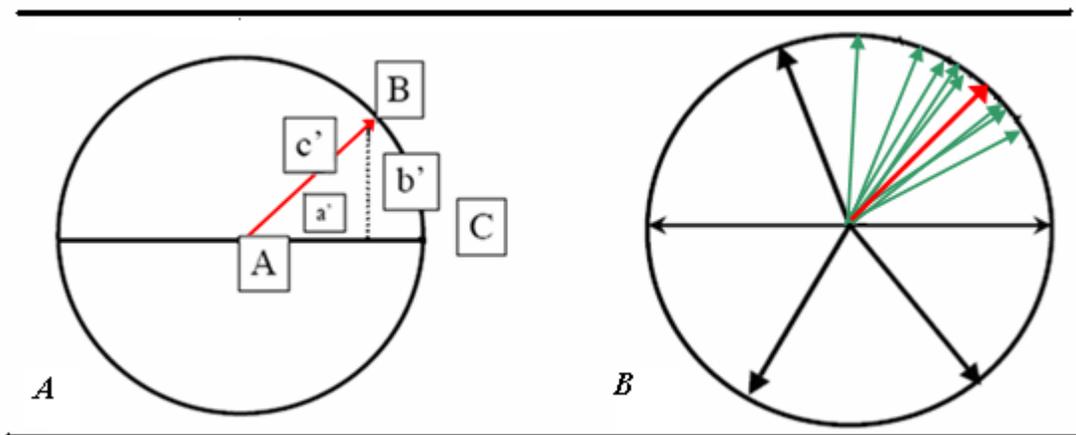


Figura 9.

A. Vista del vector trazado en una muestra por la EEG, donde el vector de longitud (c) = magnitud de actividad y el vector de ángulo (a) = desfase entre estímulos (MF) y EEG en MF.

B. Relación de fase entre el estímulo y EEG. El gráfico muestra la distribución de vectores dentro de una estimulación, con un vector para cada muestra. Los vectores fuertemente agrupados indican una relación coherente o Fase Bloqueada por la fase.

b) Test para la Periodicidad Escondida (F test)

2

Coherencia de Magnitud al Cuadrado es $MSC = ((1/n \sum A_i \Phi_i)^2 + (1/n \sum \sin A_i \Phi_i)^2)^{1/2} / (1/n \sum A_i^2)$
 Donde n = el número de subpromedios; Φ es fase y A es amplitud de la I_{scima} frecuencia en las series de FFT. (Cone-Wesson, 2002c)

Este método se basa en la intensidad de la respuesta, ya analizada por una FFT, para determinar la presencia de un PEAAe. Este estadígrafo compara la amplitud de la respuesta (que consiste en el peak espectral a la frecuencia modulada) con la amplitud de los componentes espectrales 60 puntos a cada lado de la frecuencia de la señal (John y Picton, 2000; Valdés y cols., 1997).

2.7 Factores que influyen en PEAAe

Los resultados pueden variar según diversos factores al aplicar el examen, entre ellos el método de detección de respuesta, tipo de estímulo, edad, estado de conciencia de los sujetos y nivel de ruido ambiental. Sin embargo, aún no existe un consenso sobre las condiciones más óptimas en el procedimiento clínico de los PEAAe (Luts y Wouters, 2004a).

2.7.1 Estado de conciencia y PEAAe

Las respuestas de los PEAAe podrían variar según el estado de conciencia del sujeto (Cone-Wesson, 2003). Así, una determinada frecuencia de modulación activará ciertos generadores neurales, los cuáles pueden ser sensibles al estado de alerta o sueño.

Estímulos modulados a 40 Hz activan generadores corticales, los cuales son sensibles a la sedación y al sueño (Kuwada y cols., 1986; Herdman y cols., 2002; Markessis y cols., 2006). Tales potenciales poseen una menor amplitud y una consecuente elevación del umbral en individuos dormidos (Plourde y Picton, 1990; Plourde y cols., 1991). Petitot y colaboradores (2005) han demostrado que en pacientes adultos despiertos, es preferible la realización de la prueba con modulaciones alrededor de 40 Hz, para obtener umbrales más cercanos a la audiometría conductual (Tomado de Cabello y Caro, 2007; Tomlin y cols., 2006).

Frecuencias de modulación mayores a 70 Hz originan respuestas de mayor amplitud que son resistentes al sueño y a la sedación, ya que provienen en su mayoría del tronco encefálico (Kuwada y cols., 1986; Cohen y cols., 1997; Herdman y cols., 2002; Pérez-Ábalo y cols., 2003; tomado de Markessis y cols., 2006). En lactantes y niños pequeños sedados o dormidos, se obtienen mejores umbrales con tasas de modulación mayores a 70 Hz. Por el contrario, en modulaciones de frecuencia de 40 Hz o menores se observa una alta variabilidad de la respuesta (Stapells y cols., 1995), con la consecuente limitación en la exploración audiométrica (Plourde y Picton, 1990; Plourde y cols., 1991). Esto se explica ya que los generadores neurales con tales tasas de modulación, se encuentran a nivel de corteza, donde la respuesta evocada puede afectarse por el nivel de conciencia y madurez de la vía auditiva (Cone-Wesson, 2003).

2.7.2 Edad y PEAAe

Se han reportado pocos estudios sobre umbrales de PEAAe en adultos normoyentes o con pérdida auditiva, en contraste con estudios desarrollados en niños con o sin Hipoacusia (Dauserer y cols., 2007). Al momento de aplicar los PEAAe en poblaciones de niños o adultos se utilizan distintos parámetros de estimulación. En el caso de sujetos adultos, se recomienda que se aplique el examen en estado de conciencia vigil, por lo que se utilizan tasas de modulación baja (40 Hz). En contraste los bebés deben ser evaluados mediante sedación por lo cual se recomienda una tasa de modulación alta (70 Hz) (Cone-Wesson y cols., 2002a). Además, en bebés no se utiliza frecuencia de modulación de 40 Hz debido a que en esta tasa se originan las respuestas de latencia corta y media, las cuales necesitan un nivel de maduración neuronal, al igual que en el caso de los PEATC.

2.7.3 Ruido ambiental y PEAAe

La influencia del ruido en la respuesta de los PEAAe no ha sido sistemáticamente estudiada, a pesar de que en ciertas ocasiones los umbrales se han medido en ambientes ruidosos. Un estudio al respecto, exploró los efectos de ruido, específicamente el murmullo del discurso, en los umbrales de los PEAAe. Sus resultados no describieron ningún cambio

significativo en el umbral auditivo, cuando se presentó un murmullo de discurso a 55 dB. Sin embargo, cuando se presentaba un nivel de ruido a 75 dB, el umbral encontrado fue considerablemente más alto (Kei y cols., 2008).

2.7.4 Tiempo de Registro, Duración de la prueba PEAAe

Existen antecedentes de la influencia del tiempo de registro en los umbrales estimados por PEAAe, cuando se utiliza un estímulo multifrecuencial. Éstos muestran que la exactitud de los valores umbrales aumentan, a medida que se incrementa el tiempo de obtención de registros (Picton y cols., 2005). Específicamente, períodos de registro más largos reducen el nivel de ruido de fondo del EEG y facilitan la visualización de las pequeñas respuestas cercanas al umbral auditivo (Tomlin y cols., 2006).

Por otra parte, en base al procesamiento de la señal es posible estimar el umbral para una frecuencia alrededor de 5 a 8 minutos (min). Se estima que para la evaluación en base a 4 frecuencias para cada oído y con buenas condiciones de registro se requieren entre 40 a 50 minutos aproximadamente (Cone-Wesson, 2003).

2.7.5 Técnica Multifrecuencial de PEAAe

La aplicación clínica de la técnica de PEAAe con estímulos unifrecuenciales y monoaurales está limitada por la larga duración de la prueba. Es por esto, que ha surgido un nuevo adelanto de la técnica, con el fin de reducir considerablemente el tiempo de prueba. Se denomina a este nuevo avance como modalidad multifrecuencial, la cual consiste en estimular varias frecuencias portadoras en forma simultánea (John y cols., 1998; Herdman y Stapells, 2001) (Figura 10).

A diferencia de la estimulación por frecuencia específica, la estimulación multifrecuencial presenta para cada tono valores de modulación distintos (Lins y cols., 1995). Además, cada MF será identificada en forma independiente a partir del EEG. Para el análisis

de cada uno de los tonos modulados en distintas frecuencias se utiliza el algoritmo Coherencia de Fase (PC) (Cone-Wesson, 2003).

Es así como, los múltiples tonos modulados componen un estímulo acústico complejo capaz de activar simultáneamente regiones de frecuencia diferentes de la membrana basilar. De esta forma, los tonos modulados son rectificadas en la cóclea de forma independiente y la respuesta para cada frecuencia de modulación es representada por una serie de componentes espectrales (Lins y cols., 1995).

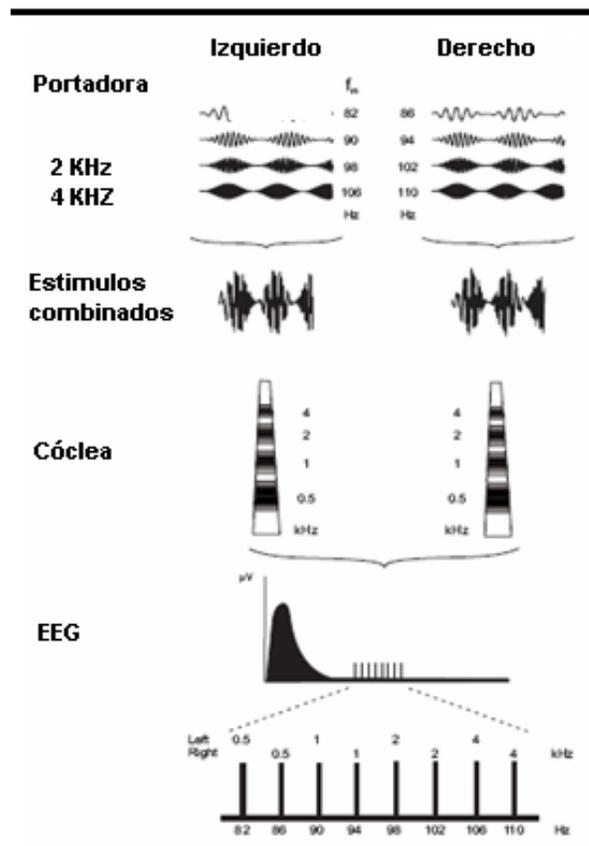


Figura 10. Esquema de la técnica de PEAAe con estímulo multifrecuencial y dicótico. Esta modalidad de estímulo consiste en cuatro frecuencias portadoras, con diferentes frecuencias de modulación para cada oído. En ambos cócleas se estimulan simultáneamente, sólo las regiones alrededor de la frecuencia portadora y cada MF se identifica en forma independiente en el EEG.

En forma adicional, esta técnica puede ser optimizada al aplicar estímulos multifrecuenciales simultáneamente en ambos oídos (estimulación dicótica) (Swanepoel, y cols., 2004). Por tal motivo, la técnica dicótica y multifrecuencial de PEAAe debería reducir el tiempo para la obtención de umbrales en ambos oídos. Sin embargo, Pérez-Ábalo y colaboradores (2003) no encontraron una evidente reducción de tiempo (40 a 50 min.), utilizando la técnica dicótica multifrecuencial para 4 frecuencias.

Si bien, la ventaja potencial de disminuir el tiempo de examen sería funcionalmente óptima, está limitada en gran medida por la forma de la curva audiométrica, por respuestas desiguales en amplitud a través de las distintas Fc y por posibles reducciones en la amplitud debido a interacciones entre las Fc (John y cols., 2002; Herdman y Stapells, 2001, tomado de D'haenens y cols., 2007).

La comparación de este método con la presentación de frecuencias aisladas, ha demostrado resultados similares entre umbrales auditivos en adultos normoyentes y con pérdidas auditivas, especialmente cuando los tonos son separados en al menos media octava y su frecuencia de modulación está separada por 2 *Hertz* como mínimo (Cone-Wesson, 2003).

CAPÍTULO 3

Aplicaciones Clínicas de los PEAAe

3.1 Comparación de Umbrales PEAAe con otras pruebas

3.1.1 Umbrales Audiométricos

Los estudios que han comparado los umbrales audiométricos con los del PEAAe han concluido que existe una alta correlación entre los resultados de ambos exámenes (Herdman y Stapells, 2001; Rance y Briggs, 2002a; Rance y Rickards, 2002b; Ahn y cols., 2007). Al comparar los resultados de las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz entre ambos exámenes, se obtuvo rangos de diferencia que varían desde 15 hasta 30 dB SPL aproximadamente (Lins y cols., 1996; Picton y cols., 1998; tomado de Herdman y Stapells, 2001). Las respuestas audiométricas siempre estarán por debajo de los valores electrofisiológicos, ya que éstos son

contaminados por el ruido del EEG que dificulta la extracción de la señal (Barajas y Zenker, 2002).

Los estudios que compararon umbrales electrofisiológicos de PEAAe y audiométricos, describieron una diferencia mayor en tonos graves, específicamente en la frecuencia 500 Hz (Aoyagi y cols., 1994; Rance y cols., 1995; Lins y cols., 1996; Pérez-Ábalo y cols., 2001; Dimitrijevic y cols., 2002, tomado de D'haenens y cols., 2007). Esta situación podría explicarse por el modelo de activación más amplio del estímulo 500 Hz en la membrana basilar o por el tiempo de viaje aumentado a la región apical de la cóclea (Lins y cols., 1996; Pérez-Abalo y cols., 2001; Dimitrijevic y cols., 2002, tomado por D'haenens y cols., 2007). Otra posible causa es el efecto de enmascaramiento que produce el ruido ambiental en las frecuencias más bajas (D'haenens y cols., 2007).

La diferencia entre umbrales electrofisiológicos y conductuales varía con la presencia y grado de pérdida auditiva. Basándose en estudios previos, Barajas y Zenker (2002) afirmaron que es menor la diferencia entre umbrales cuanto mayor sea la pérdida auditiva. Esta relación se daría especialmente en hipoacusias sensorineurales con reclutamiento (Rance y cols., 1995; Lins y cols., 1996; Rance y Rickards, 2002b).

3.1.2 Umbrales Electrofisiológicos

En base a la revisión de diversos estudios se puede señalar que las respuestas de los PEAAe arrojan mejores resultados que el análisis de la onda V en los PEATC (estímulos *Burst* o *Clic*). En pacientes con Hipoacusia Profunda se detectan los umbrales de los PEAAe, a diferencia de las respuestas evocadas de Tronco. Éste fenómeno se explica por la máxima intensidad de salida de los PEATC (90 dB HL), la cual limita la detección de restos auditivos. Además, Cone-Wesson y colaboradores (2002a) describieron que en la generación de respuestas de PEAAe participan el Octavo Par Craneal, El Tronco Encefálico y posiblemente Zonas Corticales Auditivas.

Se ha establecido que el tipo de estímulo y el método de detección utilizados en PEAAe y PEATC afectan la obtención de umbrales. Se recomienda utilizar en los PEAAe tasas de modulación mayores a 60 Hz, ya que con ésta se generan respuestas a nivel de Tronco Encefálico, lo que hace posible comparar ambos exámenes (Cone-Wesson y cols., 2002a). En general, los PEAAe poseen menores amplitudes que los PEATC, en consecuencia el procesamiento de la señal debe ser optimizado para mejorar la SNR (Cone-Wesson, 2003).

3.2 Ventajas y Desventajas del uso de los PEAAe

La utilización de los PEAAe presenta diversos parámetros de estimulación, los cuales han generado controversia entre los especialistas de audición. Es por esta razón que es necesario mencionar sus ventajas y desventajas.

3.2.1 Ventajas

- Los Potenciales Evocados de Estado Estable poseen la propiedad de evaluar los umbrales auditivos por frecuencia específica. Esto gracias a las características del estímulo utilizado y a su contenido espectral (Tapia Toca y López, 2005).

- Esta prueba no requiere una gran destreza por parte del especialista al momento de interpretar los resultados, puesto que cuenta con procedimientos estadísticos propios para detectar la presencia de respuestas (Tapia Toca y López, 2005).

- Los PEAAe permiten estimular a intensidades de hasta 110 – 115 dB HL, por lo cual entrega resultados de posibles restos auditivos en Hipoacusias Severas y Profundas (Cabello y Caro, 2007; Ahn y cols., 2007).

- Algunos equipos de PEAAe permiten la estimulación dicótica y multifrecuencial. Estas características contribuyen a disminuir la duración del examen (Pérez-Ábalo y cols., 2003).

- La técnica es doblemente objetiva, ya que no requiere la colaboración del sujeto en estudio y el análisis estadístico de la señal es realizado en tiempo real por el propio equipo.

3.2.2 Desventajas

- La principal desventaja consiste en la gran variabilidad de los resultados de PEAAe que se obtienen en adultos normoyentes. En estos casos los umbrales obtenidos mediante PEAAe presentan mayor diferencia con los umbrales audiométricos, principalmente en la frecuencia 500 HZ. Por esta razón se utiliza como examen complementario (Cabello y Caro, 2007).

- El ruido de fondo del EEG interfiere dentro del área del test, particularmente con estímulos de intensidad débil y de baja frecuencia. Este factor influye principalmente en el reconocimiento de la respuesta (Curet, 1988).

3.3 Hipoacusia y PEAAe

La detección de la hipoacusia es el objetivo principal de los PEAAe, es por esta razón que este examen es ampliamente estudiado. En el caso específico de las neuropatías no existen en la actualidad muchas investigaciones sobre las respuestas que arrojaría un PEAAe. Rance y colaboradores estudiaron 20 casos de niños con éste tipo de patología, en los cuales encontraron umbrales muy altos de Potenciales de Estado Estable y ausencia de respuesta en los PEATC (Tapia Toca y López, 2005).

El PEAAe es el único examen que permite evaluar toda la gama de frecuencias en pacientes susceptibles de aplicar la audiometría conductual. Esto permite conocer tanto las características frecuenciales de la hipoacusia como el grado de pérdida. Esto es fundamental para realizar el diagnóstico y la rehabilitación temprana en bebés y niños con alteración auditiva (Ahn y cols., 2007; Martínez y cols., 2007).

La implementación cada vez más precoz ha hecho necesario el uso de técnicas objetivas que permitan la estimación del audiograma en pacientes con pérdidas severas o profundas. Una función muy importante de los PEAEe es la de verificar la ganancia otorgada por el audífono. Para esto se obtienen umbrales con y sin audífono en condiciones de campo libre, donde la diferencia encontrada determinará la ganancia funcional de la prótesis auditiva (Cone-Wesson, 2003).

Los PEAEe pueden detectar en las frecuencias evaluadas remanentes de audición, aún cuando no se detecten por los PEATC, lo que es necesario para evaluar la elegibilidad con el implante coclear. Así, los PEAEe pueden proveer una mejor evaluación auditiva para la adaptación protésica en niños (Barajas y Zenker, 2002). Es importante aclarar que el uso clínico de los PEAEe, es complementario en la batería audiológica (Cabello y Caro, 2007).

Metodología

1. Problema de Investigación

Desconocimiento de estudios o investigaciones que exploren el manejo de un examen auditivo objetivo que evalúe las distintas frecuencias de la audición.

2. Justificación del Problema

Tecnología poco desarrollada, en países donde la investigación audiológica es un tema escasamente estudiado. Actualmente en Chile el examen Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estables no se incorpora en la batería auditiva empleada en los distintos servicios asistenciales. Esto se explica por el desconocimiento sobre el tema y la falta de profesionales,

tanto en el área clínica como de investigación, capacitados para aplicar e investigar esta tecnología

3. Planteamiento del problema

¿Es el examen de Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable una prueba aplicable como método objetivo complementario en pacientes sometidos a la evaluación audiológica?

4. Objetivos

4.1 Objetivo General

- Conocer el manejo, funcionamiento y respuesta del examen Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable, en una población de jóvenes con diferentes niveles de audición.

4.2 Objetivos Específicos

- Identificar variables que afectan la aplicación de los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable.
- Elaborar un protocolo de aplicación para los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable.
- Aplicar el examen de Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable a una población de jóvenes con diferentes niveles de audición.
- Obtener umbrales auditivos, por medio de los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable, en una población de jóvenes con diferentes niveles de audición.

- Determinar una relación entre los umbrales audiométricos y de Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable en una población de jóvenes con diferentes niveles de audición.
- Comparar las relaciones establecidas de umbrales audiométricos y electrofisiológicos entre los individuos en estudio.

5. Diseño del estudio

La investigación a presentar es un tema innovador y poco documentado en Chile, por tal motivo, sólo se limita a observar los resultados que entrega el examen sometido a análisis y a especificar los diversos aspectos y componentes del mismo. Por otra parte, la recolección de los datos se realiza en una sola ocasión y de inmediato se procede a su descripción. En base a tales lineamientos de diseño se puede especificar que este estudio es de tipo observacional, exploratorio, descriptivo y de corte transversal.

6. Descripción de Grupo

6.1 Universo

Todo sujeto entre 10 y 30 años, habitante de la región metropolitana que presente audición normal o pérdida auditiva.

6.2 Población

Alumnos en práctica y pacientes del servicio de otorrinolaringología del Hospital Sótero del Río, durante el período de marzo a julio del 2008 entre el rango etario de 10 a 30 años.

6.3 Criterios de Selección

Las características que limitaron la muestra en estudio son definidas según los siguientes criterios de inclusión y exclusión:

6.3.1 Criterio de Inclusión:

- . El paciente o tutor debió firmar un consentimiento informado, a través del cual aceptaban formar parte de la investigación.
- . Presentar nivel auditivo normal o alterado (hipoacusia) de tipo sensorineural, evaluado mediante la aplicación de la batería auditiva.
- . Tener entre 10 y 30 años de edad.

6.3.2 Criterios de Exclusión:

- . Presentar antecedentes de alteración neurológica y/o psiquiátrica que pudieran interferir con los resultados de la evaluación.
- . Presentar alguna alteración a nivel de Oído Externo u Oído Medio, arrojada mediante la evaluación con impedanciometría y/o otoscopia.

7. Modo de Selección de Muestra:

La selección se realizó según los criterios de inclusión y exclusión de la investigación, con una modalidad no probabilística, de tipo informal y arbitraria. El procedimiento consistió, en primera instancia en captar, entre los meses de marzo y julio del 2008, a los alumnos

practicantes pertenecientes al Servicio de Otorrinolaringología del Hospital Sótero del Río. Los sujetos fueron informados acerca de los objetivos del estudio y formaron parte de la muestra solo aquellos que estuvieron interesados. En la segunda parte de la investigación se buscó la participación de pacientes, que contaran con diagnósticos de Hipoacusia, del Servicio de Otorrinolaringología del Hospital Sótero del Río. Se debió acceder a las fichas clínicas de los que se atendieron durante el periodo marzo a julio de 2008. A través de estas se obtuvo la identificación y teléfono de contacto de cada paciente, a los cuales se informó y solicitó la participación en el estudio.

8. Muestra

La muestra se conformó de 29 sujetos entre 10 y 30 años (16 hombres y 13 mujeres) con un total de 55 oídos evaluados pertenecientes a internos y pacientes del Servicio de Otorrinolaringología del Hospital Sótero del Río, durante el período de marzo a julio del año 2008. Tres oídos fueron descartados de la muestra, debido a que cumplían con los criterios de exclusión.

9. Variables

. Grado de audición: El nivel de audición se puede clasificar en distintos rangos de pérdida auditiva. Es así como se encuentra el rango: Normal o de mínima pérdida; leve; moderado; severo y profundo. Tales categorías se definen en valores numéricos en base al promedio de las frecuencias 0.5, 1 y 2 kHz. (Guías clínicas MINSAL, 2005). Los sujetos que conforman la muestra presentan diferentes niveles de audición, los cuales se estratifican por los rangos mencionados con anterioridad, pero considerando el promedio de las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz.

. Frecuencias evaluadas: Se consideraron las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz tanto en la evaluación de la audiometría como del examen de PEAAe.

._____Frecuencias de modulación: Se escogió un valor de frecuencia modulada de 46 Hz para todas las frecuencias evaluadas.

. Características externas e inherentes al sujeto: Influencia de ruido ambiental, nivel de tensión muscular, actividad del EEG y estado de conciencia.

. Método de búsqueda de umbrales: Se estableció para la investigación desarrollada el método descendente de Carhart y Jerger (1959) para la búsqueda de umbrales audiométricos y electrofisiológicos.

10. Procedimientos

Se detallan los procedimientos para aplicar el examen a la muestra, así como los demás instrumentos utilizados en la evaluación audiológica.

10.1 Estudio Piloto

En una primera parte de la investigación, se exploraron las condiciones ideales de aplicación y el comportamiento del equipo en base a un grupo de sujetos. Específicamente, mediante la evaluación de 11 sujetos que no fueron incluidos en los resultados, se estableció una pauta de aplicación del examen Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (Anexo N° 1).

Se experimentó con los siguientes parámetros de selección que posee el equipo GSI Audera de PEAAe:

. Frecuencia de modulación baja (46 Hz) v/s Frecuencia de modulación alta (76 Hz).

- Estado de alerta vigil v/s Estado de alerta dormido.
- Búsqueda del umbral con método ascendente v/s Búsqueda de umbral con método descendente.
- Presentación de frecuencias a evaluar sin un orden establecido previamente v/s Presentación de frecuencias a evaluar bajo un orden determinado.

A partir de estos resultados se confeccionó un Protocolo de aplicación para el examen de PEAAe el cual se utilizó para la evaluación de los sujetos de la muestra.

10.2 Instrumentos de Evaluación

Antes de comenzar la evaluación se presentó un consentimiento informado que firmó cada paciente o apoderado, a través del cual acepta participar en la investigación (Anexo N° 2). Se detallan a continuación los instrumentos utilizados dentro de la evaluación de cada sujeto de la muestra, en orden secuencial.

- Anamnesis Audiológica (Anexo N° 3): A cada sujeto se aplicó una encuesta específica en el área de audición, para determinar los antecedentes auditivos que posee. Se buscó descartar o detectar síntomas y patologías auditivas, antecedentes de alteraciones neurológicas y psiquiátricas que pudieran afectar la respuesta.
- Otoscopía: Para este examen se utilizó el otoscopio modelo **Kawe Piccolight C.** con lente de aumento de 3x, luz halógena circular de 2.5 V y fibra óptica, batería de 1.5 V, para determinar la integridad del conducto auditivo externo y del tímpano. La normalidad se establece bajo los parámetros anatómicos convencionales como ausencia de cerumen que obstruya el conducto, detección de triángulo luminoso y visualización del tímpano con color, forma y superficie normal.

- Impedanciometría: El examen para evaluar el estado del oído medio se realizó con un impedanciómetro Madsen modelo Zodiac 901. La indemnidad del oído medio se confirmó con la presencia de una curva A, con medidas de compliance entre 0,3 y 1,5 cc de aire.
- Audiometría: En esta evaluación se utilizó el equipo Madsen modelo Midimate 602 para determinar los umbrales audiométricos en cada frecuencia. Las frecuencias evaluadas para cada oído mediante la estimulación por vía aérea fueron 0.125, 0.25, 0.5, 1, 2, 3, 4, 6 y 8 kHz. La búsqueda de umbrales se realizó con el método descendente (Carhart y Jerger, 1959) con una intensidad de inicio correspondiente a 40 o 30 dB HL sobre el umbral estimado. Los valores obtenidos son registrados en un audiograma de acuerdo a las simbologías convencionales, según la norma que recomienda la *American Speech Language Hearing Association* (ASLHA, 1990). El examen fue aplicado en una Cámara Silente certificada por el instituto de salud pública de Chile (Figura 1). Los resultados de la audiometría permiten determinar el nivel de audición de cada oído, en esta investigación se consideró el promedio de cuatro de las frecuencias evaluadas (0.5, 1, 2 y 4 kHz) para evaluar la existencia de audición normal (entre 0 y 20 dB HL) o de pérdida auditiva (>a 20 dB HL) (Clasificación según Guías Clínicas MINSAL, 2005).

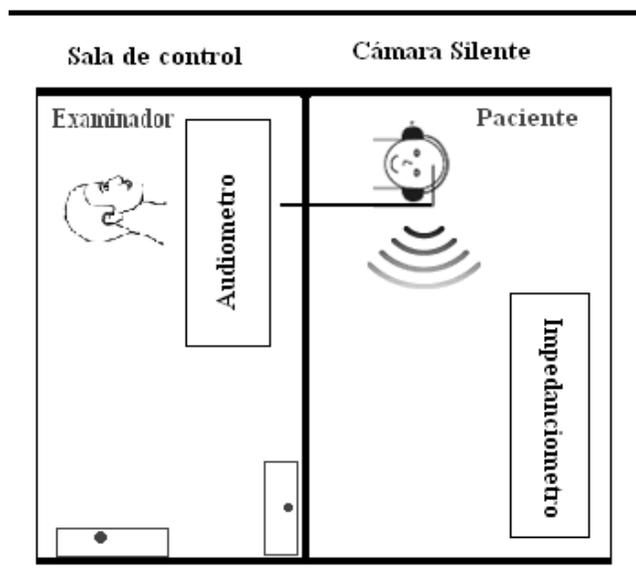


Figura 1: Esquema de una cámara sonoamortiguada donde se realiza el examen de audiometría tonal liminal.

. Equipo PEATC y PEAAe.: Para la aplicación de los exámenes Potenciales Evocados Auditivos de Tronco y Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable, se utilizó el sistema GSI Audera (Grason-Stadler) fabricado, diseñado y desarrollado por VIASYS Healthcare Inc. NeuroCare Group, bajo los sistemas de certificación de calidad ISO13485, ISO 9000 (Anexo N° 4).

. Evaluación de PEATC. Se determinaron los Potenciales Evocados auditivos de tronco cerebral para conocer el umbral electrofisiológico, como una medida objetiva del grado de audición en cada individuo. Para la aplicación de este examen se realiza la limpieza de piel y ubicación de electrodos, bajo los mismos criterios que rigen al PEAAe y que se especifican en dicho apartado (Figura 2). Para tal examen se utilizó un estímulo sonoro monoaural de tipo click (100 μ s de duración) a una tasa de 33,1 estímulos por segundo (33,1 Hz). El número de *sweeps* utilizados fue de 2006, con una ventana de análisis de 10 ms.

La estimulación se realizó según el nivel auditivo propio de cada sujeto. En sujetos con audición normal, según la audiometría, se comenzó la estimulación a 75 dB SPL, intensidad en la que es posible observar las ondas I a la V. En sujetos con pérdida auditiva, según audiometría, se comenzó a 100 dB SPL. De esta forma, la determinación del umbral electrofisiológico se evaluó en forma descendente. Se determinaron además, el tiempo de conducción periférico y el tiempo de conducción central para obtener una caracterización más acabada de la audición de cada paciente.

11. Evaluación de Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable

11.1 Condiciones de Evaluación

Para la aplicación del examen PEATC y PEAee se trasladó al paciente a una sala especialmente habilitada para las evaluaciones. La sala contaba con una camilla para que el paciente se recostara, ya que el debía mantener una posición quieta y relajada. El examinador se encargó de dar las indicaciones al paciente y explicar el examen. Posteriormente se realizó una minuciosa limpieza, para la posterior ubicación de los electrodos, frotando la piel con una crema abrasiva (NUPREP) con el objetivo de eliminar los residuos de grasa. Logrando una adecuada impedancia entre los electrodos de superficie, con el fin de obtener una correcta respuesta.

Luego, se procedió a ubicar los electrodos de AgCl/Ag en zonas específicas del cráneo, aplicando sobre la superficie de la piel una pasta conductora (Ten20). La ubicación de los electrodos se realizó de acuerdo a la configuración que se detalla en la figura 2. Inmediatamente se colocan los audifonos de inserción en el conducto auditivo externo, utilizando un adaptador de tamaño apropiado, posteriormente se procedió a verificar la impedancia de los electrodos. La impedancia entre los electrodos es un factor que influye en la presencia de ruido en el EEG y su valor debe ser menor a $5K\Omega$, pues el PEAee es un examen sensible. Si la impedancia fue superior a $5K\Omega$, se debió repetir el proceso de limpieza y colocación de electrodos para obtener mejores resultados (Manual ASSR AUDERA, 2004).

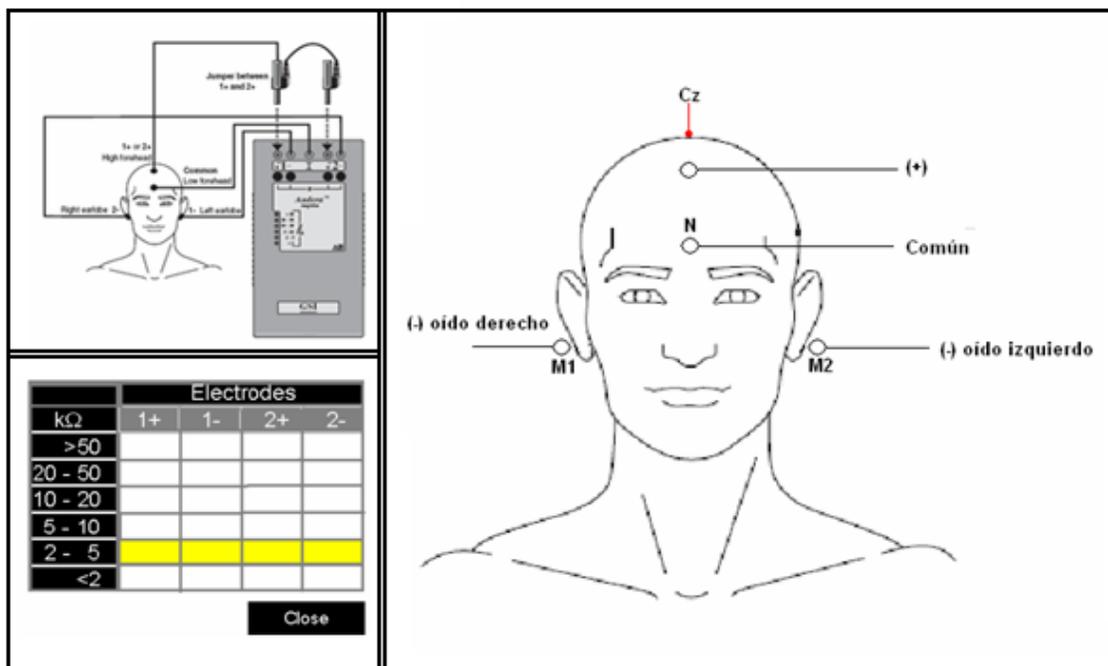


Figura 2: Ventana en equipo GSI Audera que indica el intervalo del valor de impedancia para cada electrodo. Ubicación de los electrodos: el electrodo positivo (+) ubicado en la frente alta debe estar ubicado idealmente lo más cerca de Cz (vertex, que corresponde al punto más alto de la cabeza). Los electrodos negativos (-) derecho e izquierdo son colocados en las mastoides ipsilaterales M1 y M2. El electrodo común o tierra (N), se posiciona en el nasion justo sobre el puente de la nariz.

Luego de la limpieza de la piel y colocación de electrodos, se dio paso a la evaluación de los PEAAe. En un primer momento se ingresaron los datos del paciente al sistema computacional del equipo, y se escogió entre las opciones presentadas, la configuración: “Paciente despierto, mayor de 10 años”.

11.4 **Características del estímulo**

Debido a las características del sistema GSI Audera para PEAAe, se utilizó un estímulo AM/FM donde se determinó una frecuencia de modulación de 46 Hz para las frecuencias evaluadas (Portadora) en el siguiente orden: 1 kHz, 4 kHz, 0.5 kHz y 2 kHz. Además el estímulo fue presentado a una determinada intensidad y en forma independiente para cada oído. Los estímulos fueron enviados con cierta profundidad de modulación. En el caso de frecuencia AM se utilizó una profundidad al 100% y la frecuencia FM se utilizó al 10%.

11.3 **Variables de obtención de umbrales y Análisis de Registro**

Aún no se ha establecido un protocolo oficial para la realización de la prueba de Potencial Evocado Auditivo de Estado Estable, por lo que se han utilizado muchos métodos en la búsqueda de respuestas (Dimitrijevic, 2002; Pérez-Ábalo y cols. 2003; Picton y cols., 2007). En este estudio se utilizó el método descendente para la búsqueda de umbrales, es decir, se disminuye 10 dB HL y se aumenta 5 dB HL (Carhart y Jerger, 1959). En el caso de los sujetos normoyentes se estableció iniciar la búsqueda de umbral a una intensidad de 50 dB HL. En contraste, en pacientes con pérdida auditiva se comenzó a una intensidad máxima de 120 dB HL, siempre que esta no produjera discomfort al examinado.

Antes de iniciar la búsqueda de umbrales se debe asegurar que el paciente este preparado para la prueba. Una vez iniciada la prueba, las respuestas generadas por la estimulación se observarán en la vista de probabilidades y de vectores como una curva y vector. Ambos tipos de vista analizan las respuestas de forma paralela y complementaria. Al completarse una prueba, tanto la vista de probabilidad como de vectores pueden mostrar tres posibles respuestas: *Fase Bloqueada*, *Aleatorio* o *Ruido*.

La presente investigación ha establecido determinados criterios a seguir para cada una de las respuestas arrojadas por el equipo. A continuación se detallan las posibles respuestas y las medidas a tomar por parte del examinador.

El resultado indicó *Fase Bloqueada* cuando la curva de probabilidad sobrepasó la línea roja horizontal de la vista de probabilidad y apareció una flecha hacia arriba en la ventana de pruebas. Tal flecha indicó que se obtuvo respuesta al estímulo, a una determinada intensidad, y se presumió que el umbral auditivo buscado se encontraba a una intensidad inferior (Figura 3). En este caso el examinador siguió estimulando a intensidades menores hasta encontrar el umbral electrofisiológico para cada frecuencia específica. Al encontrar el umbral auditivo, se estableció como criterio confirmarlo una vez.

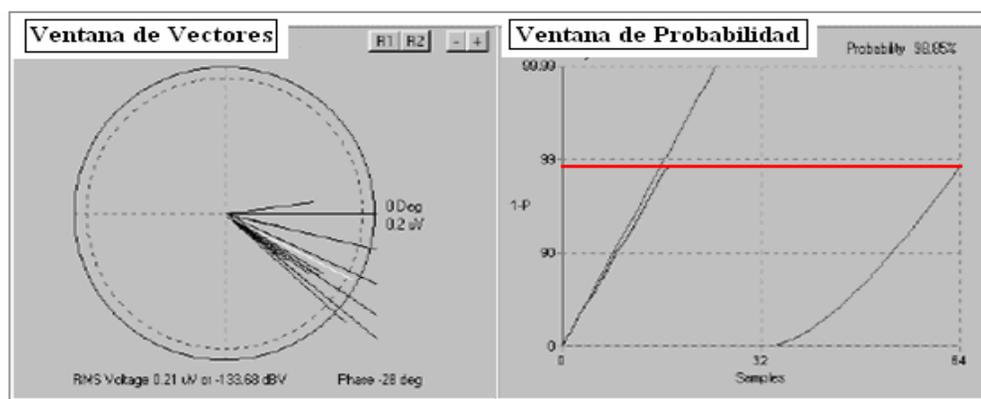


Figura 3: En la ventana de vectores se observa que éstos se ubican en un mismo cuadrante, lo que influye directamente en que la curva alcance la línea horizontal de la ventana de probabilidad. Este tipo de resultado es definido como respuesta de **Fase Bloqueada**.

Cuando el equipo arrojó el resultado *Aleatorio*, la curva de probabilidad no alcanzó a cruzar la línea roja horizontal de la vista de probabilidad (Figura 4). Esto significó la ausencia de respuesta y se presumió que el umbral auditivo se encontraba a intensidades superiores que la utilizada para estimular. Este tipo de respuesta se representó con flecha hacia abajo en la ventana de respuestas.

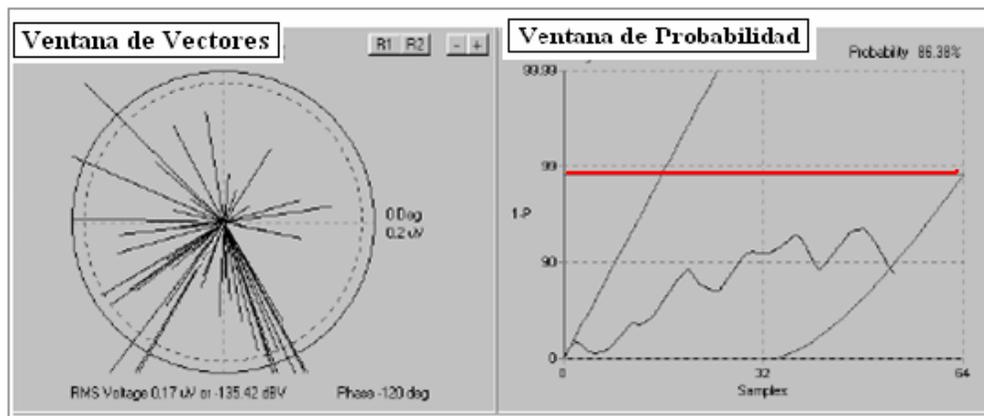


Figura 4: En la ventana de vectores se observa una gran dispersión de éstos lo que influye en el comportamiento de la curva de probabilidad, ya que ésta no alcanza a sobrepasar la línea horizontal. Este tipo de resultado es definido como respuesta **Aleatoria**.

Al encontrarse *Ruido* como resultado, el equipo no pudo determinar si hubo o no respuesta, ya que en el registro de actividad de EEG la identificación de la respuesta se dificultó por la excesiva presencia de ruido. Este resultado se simboliza como un punto rosado en la ventana de pruebas (Figura 5). Cuando al examinador se le presentó esta situación, se estableció como criterio estimular la misma frecuencia a la misma intensidad. En el caso de obtenerse nuevamente ruido como respuesta, se cambió de frecuencia a evaluar. Si el ruido persistía, se debía suspender la prueba y recalendarizar una nueva citación a examen.

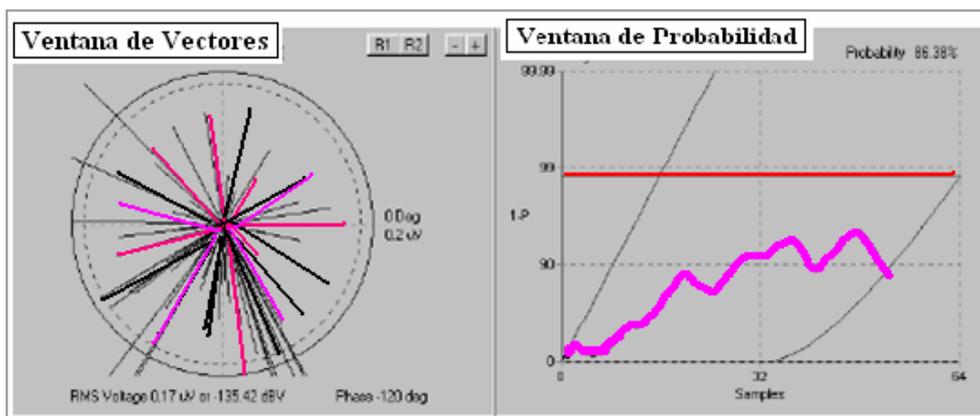


Figura 5: Se observa una gran dispersión de los vectores, en color rosado, lo que se refleja en la ventana de probabilidad, donde la curva del mismo color no alcanza a sobrepasar la línea horizontal. Este tipo de respuesta se denomina **Ruido**.

Cada umbral electrofisiológico encontrado es guardado automáticamente (Figura 6). Luego de evaluar cada una de las frecuencias, el software realiza una extrapolación de los umbrales arrojados por el equipo, a modo de audiograma estimado (Figura 7).

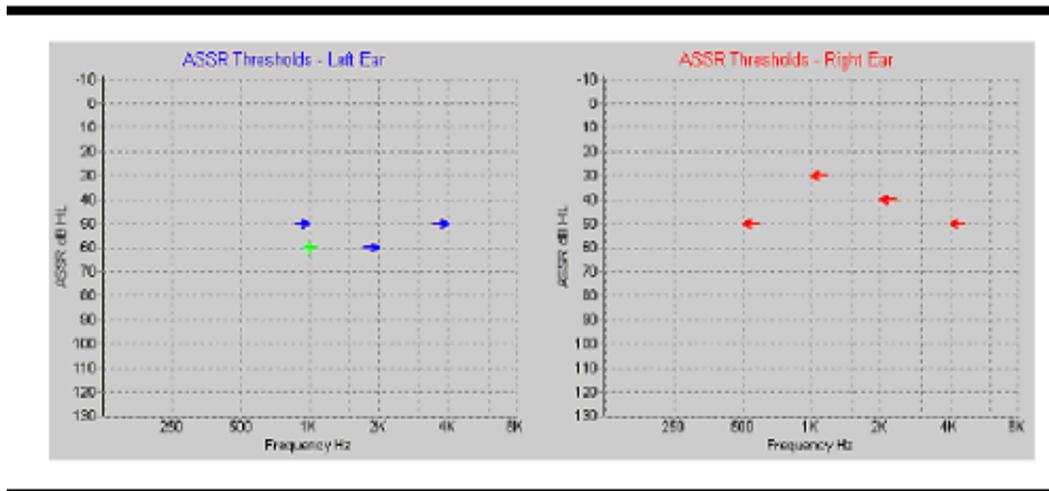


Figura 6: Ventana de pruebas realizadas, en azul y rojo se observan los umbrales auditivos para el oído izquierdo y derecho, respectivamente.

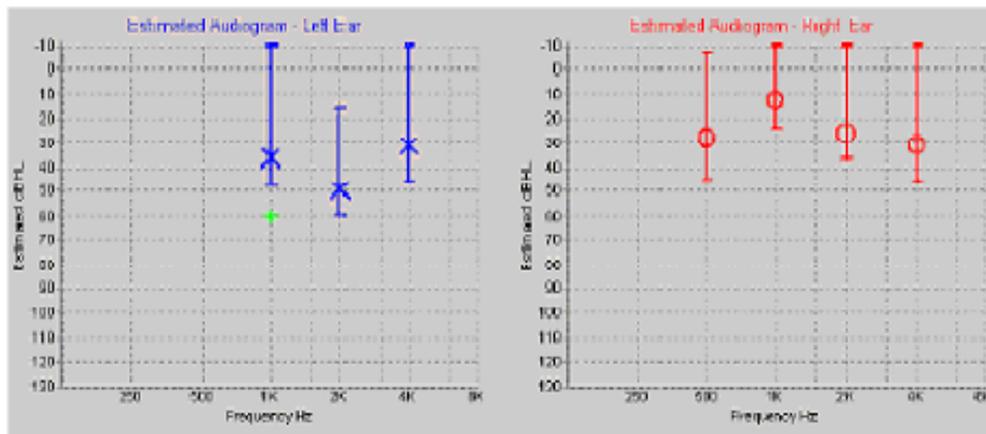


Figura 7: Ventana de audiograma estimado, que es extrapolado a partir de los valores umbrales arrojados por los PEAAe. Se destacan respectivamente en azul y rojo los umbrales auditivos para el oído izquierdo y derecho.

12. Audiograma Estimado

El sistema GSI Audera permitió obtener los registros en ambos oídos, configurando un electroaudiograma bajo ecuaciones matemáticas (Figura 7). Generalmente los umbrales PEAAe son mayores que los umbrales conductuales, es por esto que algunos investigadores han utilizado ecuaciones de regresión que relacionan los umbrales conductuales y de PEAAe para distintos niveles de audición. (Rance y cols., 1995; Picton, 2007). Es así como, el equipo GSI Audera realiza una estimación del umbral audiométrico, en forma automática, mediante una ecuación algorítmica para cada una de las frecuencias evaluadas.

En resumen, en base a los resultados que arroja el examen Potencial de Estado Estable del equipo GSI Audera se obtienen dos resultados. Uno corresponde al valor Umbral

Electrofisiológico (U.E PEAee) y el otro resultado muestra el valor Umbral Audiométrico Estimado (U.A.E), que se obtiene a partir del umbral electrofisiológico.

13. Análisis Estadístico de los Resultados

El análisis estadístico de datos fue realizado por medio del software SPSS 12.0 (*Statistical Package for the Social Sciences*) utilizando las pruebas no paramétricas Test-T y Correlación de Pearson. Se consideró un nivel de significancia estadística de * $p < 0,05$ y ** $p < 0,01$.

Resultados

3. Estudio Piloto

La aplicación del examen Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable en 11 sujetos con audición normal, comprobada mediante la evaluación audiológica completa, constituyó el estudio piloto del presente estudio. Esta primera etapa permitió determinar los factores que afectaban los resultados del examen de PEAee. Se obtuvo de esta forma un protocolo de aplicación que cumpliría con condiciones apropiadas para la evaluación de un individuo (Anexo N°1).

En forma preliminar, se observó que el ruido ambiental puede influir en el registro de las respuestas del examen de PEAee. En sujetos con audición normal o con una pérdida auditiva leve se observó un valor aumentado del umbral de PEAee en presencia de ruido ambiental. Además, la presencia de artefactos como monitores de PC, celulares, microscopios, estufas eléctricas dentro de la sala de evaluación, producirían un aumento en la actividad electroencefalográfica de base, dificultando la detección de la respuesta auditiva de estado estable.

Se examinó con el grupo piloto dos formas de búsqueda de umbrales de PEAee, eligiéndose el método descendente de Carhart y Jerger (1959) propuesto para audiometría. Se encontró mediante este método respuestas en menor tiempo que con el método ascendente. De esta forma, el tiempo estimado de aplicación del examen de PEAee en ambos oídos fue aproximadamente de 45 minutos por paciente.

Se experimentó con tasas de modulación de 46 y sobre 70 Hz, donde se pudo observar que al utilizar modulación baja, el paciente debía permanecer despierto y relajado para la obtención de respuesta. Si el paciente se dormía se dificultaba la detección de PEAee, observándose un aumento en la actividad de base del EEG. Al explorar con frecuencias altas de modulación, se detectó gran presencia de ruido en el EEG, ocasionando en algunos casos ausencia de respuesta.

En base a lo anterior se escogió para el grupo en estudio una frecuencia de modulación de 46 Hz, pues proporcionó respuestas más estables y menor presencia de ruido en el EEG. Se obtuvieron de esta forma los parámetros adecuados de aplicación del examen de PEAee y se procedió a la evaluación de la muestra en estudio.

4. Resultados de Evaluación Audiológica

El grupo en estudio fue sometido a una evaluación audiológica completa, detallándose a continuación el resultado de cada uno de los exámenes aplicados.

4.1 Anamnesis

Mediante la entrevista realizada a los sujetos, se descartaron antecedentes de patologías neurológicas y psiquiátricas, en el total los individuos. En el caso de algunos sujetos se encontraron los siguientes antecedentes; diagnóstico de pérdida auditiva, síntomas auditivos, exposición a ruido, antecedentes familiares y enfermedades relacionadas a patologías auditivas.

4.2 **Otoscopia**

Mediante la otoscopia se comprobó la integridad del conducto auditivo externo y tímpano, identificándose solo en un caso la presencia de tapón de cerumen incompleto bilateral, extraídos mediante lavado de oídos. Posterior a esto procedimiento, el paciente fue citado nuevamente para la evaluación audiológica completa.

4.3 **Impedanciometría**

Todos los sujetos que componen la muestra presentaron como resultado curva tipo A y reflejos estapediales presentes. Los valores de la compliance estática se encontraron dentro de los parámetros normales, es decir entre el rango de 0.35 a 1.45 cc de aire. A través de estos resultados se identificaron o descartaron alteraciones auditivas de oído medio.

4.4 **Potencial Evocado Auditivo de Tronco Encefálico (PEATC)**

Se encontraron umbrales electrofisiológicos entre 30 y 100 dB SPL y se obtuvieron tiempos de conducción central y periférico dentro de los parámetros normales. No obstante en 10 oídos no se pudo determinar el umbral electrofisiológico ni los tiempos de conducción mediante PEATC.

4.5 **Audiometría**

Por medio de la audiometría se establecieron los umbrales psicoacústicos para las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz. Para el análisis de los resultados se considero la norma Minsal

(2005) para definir los límites de audición. Se establecen así dos grupos: Normoyentes, con umbrales iguales o inferiores a 20 dB HL (Anexo N° 5) e Hipoacúsicos, con umbrales entre 21 y 120 dB HL, los cuales incluyen pérdidas de grado leve, moderada, severa y profunda (Anexo N° 6).

3. Resultados de Audiometría y de Potenciales Auditivos de Estado Estable

3.1 Resultados de Normoyentes

Se presentan los resultados obtenidos en el grupo de sujetos con audición normal (n=38 oídos) para la Audiometría convencional, Potenciales de Estado Estable y Estimación Audiométrica en las cuatro frecuencias evaluadas. En este grupo se obtuvieron valores promedio de **6.97** dB HL para los umbrales Audiométricos, **30.07** dB HL para Umbrales Electrofisiológicos de PEAAe y **9.57** dB HL para Umbrales Audiométricos Estimados (Tabla 1).

Tabla 1. Resumen de valores Umbrales en sujetos normoyentes.

<i>Frecuencia (KHz)</i>	<i>(U.A)</i>	<i>(U.E. PEAAe)</i>	<i>(U.A.E.)</i>
0.5	9.74 ± 5.81	32.63 ± 8.44	6.84 ± 10.10
1	7.76 ± 5.78	28.82 ± 6.20	12.37 ± 7.05
2	4.34 ± 5.72	26.97 ± 6.21	11.71 ± 6.50
4	6.05 ± 5.09	31.84 ± 8.42	7.37 ± 10.12
Promedio	6.97 ± 4.39	30.07 ± 4.85	9.57 ± 5.71

3.2 Resultados de Hipoacúsicos

Se exponen los resultados de los sujetos hipoacúsicos (n=17 oídos) para la Audiometría convencional, Potenciales de Estado Estable y Estimación Audiométrica en las cuatro frecuencias evaluadas. En este grupo se obtuvieron valores promedios de **88.68, 102.21 y 97.43** dB HL para los umbrales Audiométricos, Electrofisiológicos y Estimados respectivamente (Tabla 2).

Tabla 2. Resumen de valores Umbrales en sujetos hipoacúsicos.

<i>Frecuencia (KHz)</i>	<i>(U.A)</i>	<i>(U.E.PEAee)</i>	<i>(U.A.E)</i>
0.5	77.94 ± 25.13	93.53± 22.76	85.88± 29.01
1	90.88 ± 28.90	100.88± 25.51	97.06± 30.37
2	92.06± 32.74	106.76± 26.57	103.82± 30.44
4	93.82± 31.15	107.65± 28.62	102.94± 34.91
Promedio	88.68± 28.78	102.21± 25.06	97.43± 30.03

Se exponen los valores como Promedio ± D.E de Umbrales Audiométricos (U.A.), Umbrales Electrofisiológicos (UEPEAee) y Umbrales Audiométricos Estimados (UAE).

7. Comparación de Audiometría y PEAee

4.1 Correlación entre Umbrales Audiométricos y Electrofisiológicos PEAee

Considerando todos los oídos evaluados (n=55) se relacionaron los valores umbrales de Audiometría y de PEAee, donde se obtuvo mediante el test de *Pearson*, una correlación estadísticamente significativa entre ambas variables, siendo $p < 0.01$ ($r = 0.980^{**}$, $p = 0.000$) (Figura 1). Los valores umbrales corresponden al promedio entre las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz para ambas variables. En forma adicional, se realizó de forma individual la correlación para el grupo de normoyentes e hipoacúsicos. En este sentido las relaciones descritas para cada grupo indicaron una correlación significativa entre las variables. Sin embargo, en el grupo de hipoacúsicos el valor de correlación ($r = 0.908$) fue mayor que en normoyentes ($r = 0.336$) (Figura 1).

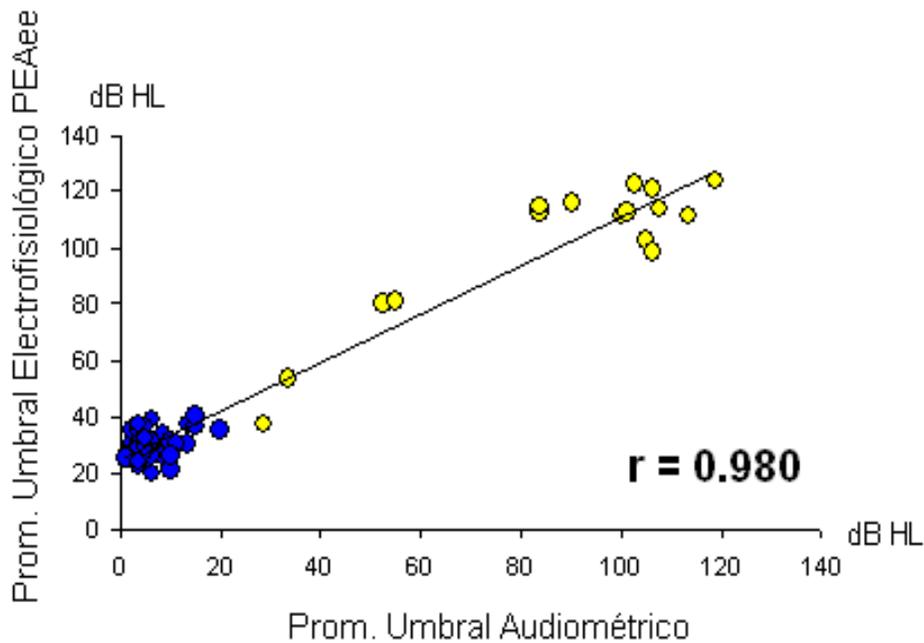
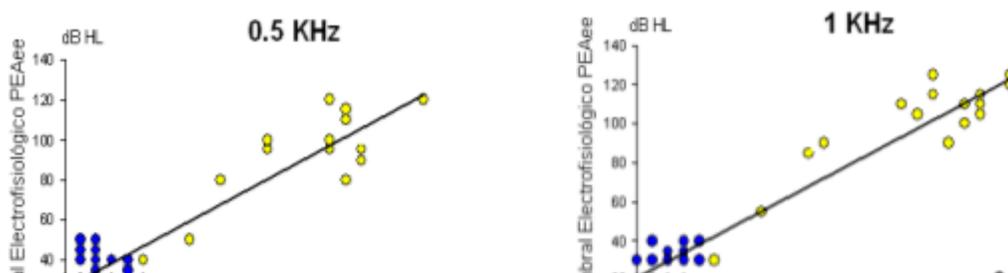


Figura 1. Análisis de regresión lineal de la relación entre el promedio del umbral Audiométrico y del Electrofisiológico PE Aee en dB HL. El valor r de correlación indica la pendiente de la recta. El índice de correlación para el grupo de Normoyentes (puntos azules) es de $r=0.336^*$ ($p=0.039$, $n=38$ oídos) y de $r=0.908^{**}$ ($p=0.000$, $n=17$ oídos) para el grupo de Hipoacúsicos (puntos amarillos).

En relación a los Umbrales Audiométricos y Electrofisiológicos de PE Aee se observó que ambas variables se relacionan con igual grado de significancia estadística ($p<0.01$) para cada una de las frecuencias (Figura 2). Además, se evaluó la correlación para el grupo de normoyentes e hipoacúsicos en forma individual por frecuencia. En la figura 2 se distingue con puntos de color azul a la población de normoyentes ($n=38$ oídos) y con puntos amarillos a la población de hipoacúsicos ($n=17$ oídos). El índice de correlación entre el umbral audiométrico y el umbral electrofisiológico de PE Aee para las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz en el grupo de normoyentes fue de 0.042 ($p=0.802$), 0.226 ($p=0.173$), 0.304 ($p=0.063$) y 0.048 ($p=0.774$) respectivamente. Por el contrario, en el grupo de hipoacúsicos se obtuvo una alta correlación con valores de 0.836** ($p= 0.000$), 0.891** ($p= 0.000$), 0.904** ($p= 0.000$) y 0.876** ($p= 0.000$) para las mismas frecuencias.



4.2 Diferencias entre Umbrales de Audiometría y Electrofisiológicos de PEAA

La distribución de los valores expuestos en la figura 3 muestra la discrepancia entre los umbrales Audiométricos y Electrofisiológicos de PEAA para el total de la muestra. En general, se observó que los Umbrales de PEAA son mayores que los Audiométricos. Esta tendencia se acentuó en Umbrales Audiométricos iguales o inferiores a 20 dB HL, donde se obtuvo una pendiente pronunciada en la línea de unión entre ambas variables. A medida que los valores Audiométricos aumentan, la diferencia con los PEAA se hace menor, lo que se visualizó en la disminución de la pendiente en la línea de unión, observándose en tres casos que los valores de PEAA son similares o menores que los audiométricos (Figura 3).

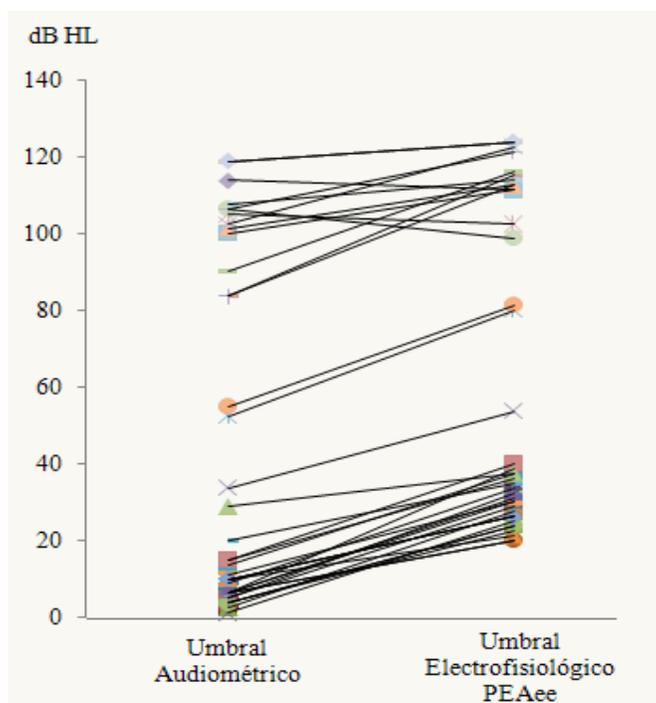


Figura 3. Gráfico que muestra en el eje horizontal los Umbrales Audiométricos (columna de símbolos a la izquierda) y los Umbrales Electrofisiológicos de PEAA (columna de símbolos a la derecha) correspondientes a cada oído evaluado. Las líneas negras unen los datos pareados para ambas variables en cada caso.

En la tabla 3 se exponen los Umbrales auditivos del grupo de normoyentes (n=38 oídos) obtenidos de los promedios de Audiometría y PEAAe. Además, se muestran las diferencias entre los umbrales de ambos exámenes. En general, la diferencia entre los Umbrales Audiométricos y PEAAe, tanto del promedio como de cada frecuencia es estadísticamente significativa ($p < 0.01$). La diferencia promedio entre las frecuencias evaluadas arrojó un valor de **23.09** dB HL.

Tabla 3. Diferencias entre el Umbral Audiométrico y Electrofisiológico de PEAAe.

<i>Frecuencia (KHz)</i>	<i>(U.A)</i>	<i>(U.E. PEAAe)</i>	<i>d (U.E. PEAAe – U.A) ± DE</i>	<i>p</i>
0.5	9.74	32.63	22.89 ± 10.04	0.000**
1	7.76	28.82	21.05 ± 7.46	0.000**
2	4.34	26.97	22.63 ± 7.05	0.000**
4	6.05	31.84	25.79 ± 9.62	0.000**
Promedio	6.97	30.07	23.09 ± 5.34	0.000**

La diferencia promedio de las frecuencias entre el Umbral Electrofisiológico y el Umbral Audiométrico en el grupo de hipoacúsicos fue de **13.53 ± 12.09** dB HL, la cual tuvo un valor de probabilidad según la prueba test-T de $p=0.154$ e indica que no existe una

En el grupo de Normoyentes se presentan para cada frecuencia las diferencias en dB HL en forma de promedio ± D.E. Se muestra también el grado de significancia estadística p obtenido a través de la prueba estadística Test-T. UA.: Umbral Audiométrico; UEPEAAe: Umbral Electrofisiológico de PEAAe; d : diferencia aritmética

los Umbrales Electrofisiológicos PEAAe y los Audiométricos (Tabla 4).

Tabla 4. Diferencias entre el Umbral Audiométrico y Electrofisiológico de PE Aee.

<i>Frecuencia</i> (KHz)	<i>(U.A)</i>	<i>(U.E. PE Aee)</i>	<i>d (U.E. PE Aee – U.A)</i> <i>± DE</i>	<i>p</i>
0.5	77.94	93.53	15.59±13.91	0.0671
1	90.88	100.88	10.00±13.11	0.2928
2	92.06	106.76	14.71±14.30	0.1602
4	93.82	107.65	13.82±15.06	0.1873
Promedio	88.68	102.21	13.53±12.09	0.1536

8. Comparación de Audiometría y de Audiograma Estimado

5.1 Correlación entre Umbrales Audiométricos y Umbrales Audiométricos Estimados

Se presentan las diferencias en dB HL por frecuencia en el grupo de Hipoacúsicos en forma de promedio \pm DE. Se muestra también el grado de significancia estadística p según la prueba Test-T.

correlación entre ambas variables ($r= 0.981^{**}$, $p =0.000$), siendo ésta estadísticamente significativa ($p<0.01$) (Figura 4). Los valores umbrales en ambas variables representan el promedio entre las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz. Además, se realizó la correlación en forma particular para el grupo de normoyentes e hipoacúsicos. En este sentido las relaciones descritas para cada grupo indicaron una correlación significativa entre las variables. Sin embargo, el valor de r fue mucho mayor en el grupo de hipoacúsicos ($r=0.905^{**}$) que en el de normoyentes ($r=0.342^{*}$), lo que indica un mayor grado de significancia estadística para el primer grupo ($p<0.01$) respecto del segundo ($p< 0.05$).

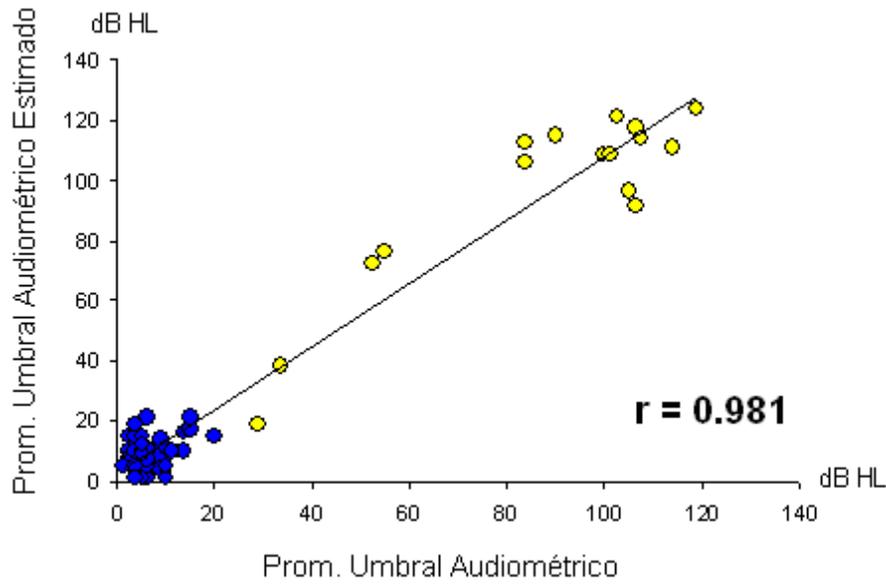


Figura 4. Análisis de regresión lineal de la relación entre el promedio de Umbrales Audiométricos y Umbrales Estimados en dB HL, donde el valor r de correlación indica la pendiente de la recta. El índice de correlación para el grupo de Normoynes (puntos azules) es de $r=0.342^*$ ($p=0.035$, $n=38$ oídos) y de $r=0.905^{**}$ ($p=0.000$, $n=17$ oídos) para el grupo de Hipoacúsicos (puntos amarillos).

Se analizó también la correlación entre los Umbrales Audiométricos y Umbrales Audiométricos Estimados para cada una de las frecuencias evaluadas (Figura 5). Se obtuvo así un alto valor de correlación en cada una de las frecuencias. Además, se obtuvieron las correlaciones entre las mismas variables para cada grupo en cada una de las frecuencias evaluadas. En la figura 5 se grafica al grupo de Normoynes, donde se obtuvo un bajo índice de *Pearson* de $r=0.000$ ($p=1.000$), $r=0.200$ ($p=0.228$), $r=0.304$ ($p=0.064$) y $r=0.148$ ($p=0,376$) para las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz respectivamente. Se observó así que la correlación no es significativa entre las variables. Por el contrario, en el grupo de hipoacúsicos sí se obtuvo una alta correlación en todas las frecuencias, con un grado de significancia estadística de $p<0.01$. Los valores de r en este grupo fueron de 0.796^{**} ($p=0.000$), 0.872^{**} ($p=0.000$), 0.920^{**} ($p=0.000$) y 0.878^{**} ($p=0.000$) para las mismas frecuencias evaluadas.

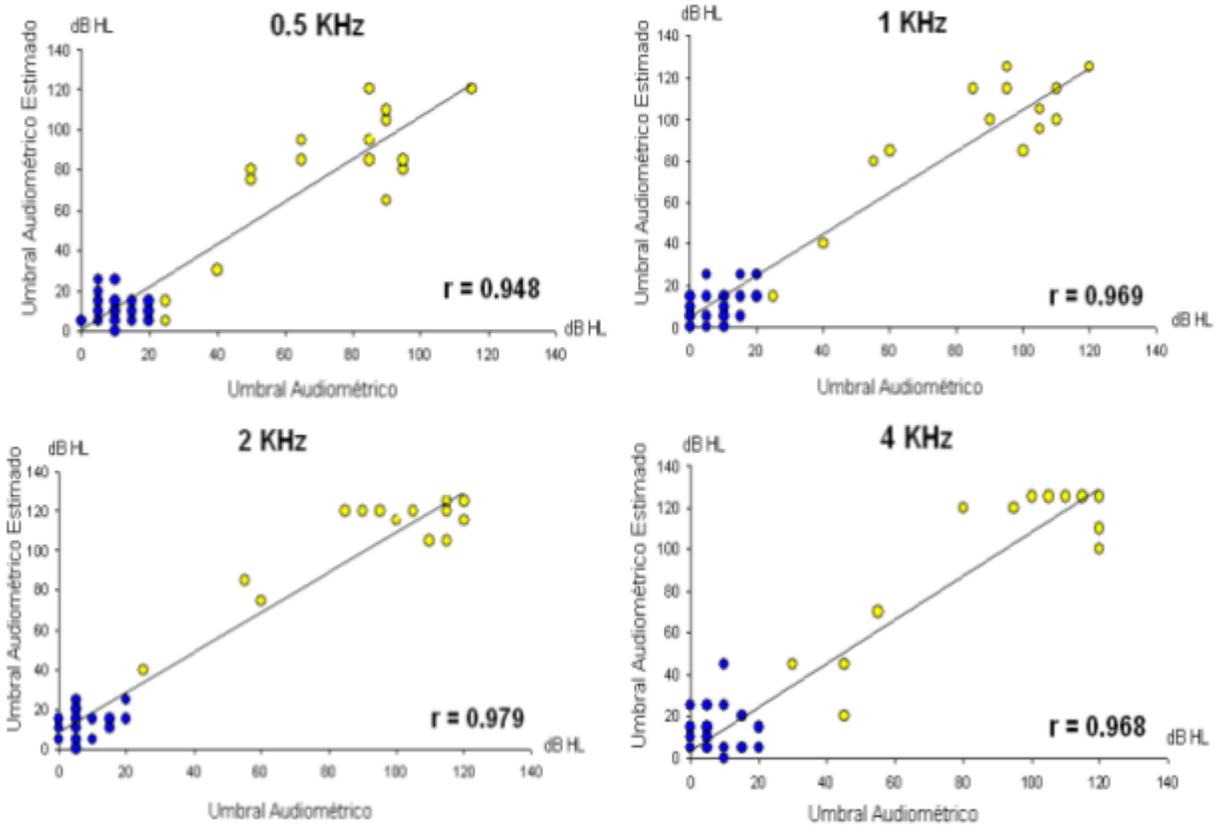


Figura 5. Análisis total de la muestra (n=55 oídos) entre Umbrales Audiométricos y Estimados por frecuencia. El índice de correlación para las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz se indica en cada gráfico respectivo. Se indican puntos azules para normoyentes y puntos amarillos para hipoacúsicos.

5.2 Diferencias entre Umbrales Audiométricos y Umbrales Audiométricos Estimados

Los valores descritos en la figura 6 muestran la relación entre los Umbrales Audiométricos y Audiométricos Estimados para el total de la muestra (n=55 oídos). En general, existe una similitud entre los valores de ambos umbrales, graficada como una leve pendiente en la línea de unión entre ambas variables. Además, se observó que la relación entre ambas variables no presenta una tendencia clara en pérdidas auditivas mayores a 20 dB HL.

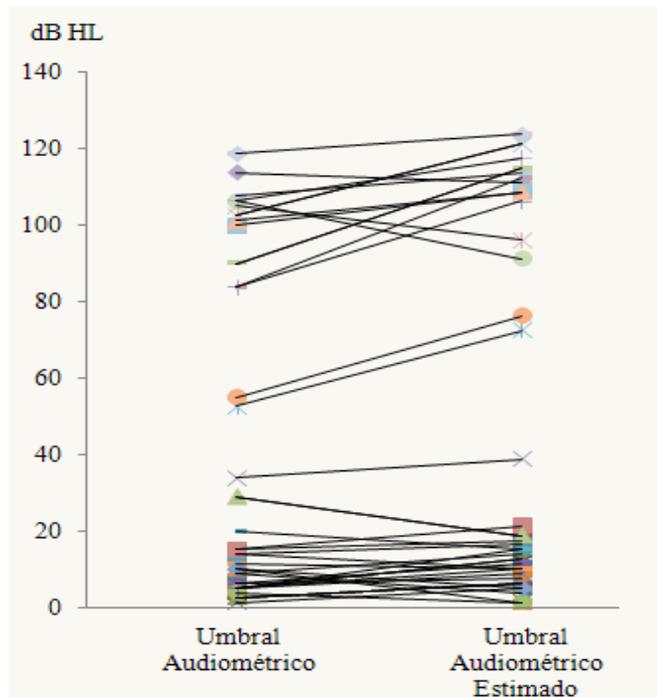


Figura 6. Gráfico que muestra en el eje horizontal los Umbrales Audiométricos (columna de símbolos a la izquierda) y los Umbrales Audiométricos Estimados (columna de símbolos a la derecha) correspondientes a cada oído evaluado. Las líneas negras unen los datos pareados para ambas variables en cada caso.

En la tabla 5 se reportaron los Umbrales del grupo de normoyentes ($n=38$ oídos) en relación a la Audiometría y a la estimación audiométrica dada por el equipo GSI Audera. En general, la diferencia del promedio de frecuencias es estadísticamente significativa considerando un valor de significancia de $p<0.05$, siendo los valores de Umbrales Estimados menores que los Umbrales Audiométricos.

Sin embargo, en el análisis por frecuencia se observa que para las frecuencias 1 y 2 kHz existe una diferencia estadísticamente significativa ($p<0.01$), a diferencia de las frecuencias 0.5 y 4 kHz donde no se observa una diferencia significativa entre el Umbral Estimado y el Umbral Audiométrico.

Tabla 5. Diferencias entre el Umbral Audiométrico Estimado y el Umbral Audiométrico

<i>Frecuencia</i> (KHz)	(U.A)	(U.A.E)	<i>d</i> (U.A.E. - U.A) ± DE	<i>P</i>
0.5	9.74	6.84	-2.89 ± 11.37	0.1297
1	7.76	12.37	4.61 ± 8.17	0.0026**
2	4.34	11.71	7.37 ± 7.24	0.000**
4	6.05	7.37	1.32 ± 10.95	0.4761
Promedio	6.97	9.57	2.60 ± 5.98	0.02928*

En el grupo de Hipoacúsicos (n= 17 oídos) la diferencia promedio entre Umbrales Estimados y Audiométricos fue de **8.75 ± 12.85** dB HL. Este valor no representa una diferencia estadísticamente significativa (p= 0.3922), tendencia que se repite en el análisis por cada frecuencia, donde no se obtienen diferencias significativas entre ambos umbrales. Sin

Se presentan las diferencias en dBHL en el grupo de Normoyentes para cada frecuencia. Se muestra también el grado de significancia estadística p obtenido al aplicar la prueba estadística de Test-T.

UA.: Umbral Audiométrico; UAE.: Umbral Audiométrico Estimado; d : diferencia aritmética

Tabla 6. Diferencias entre Umbral Audiométrico Estimado y Umbral Audiométrico

<i>Frecuencia</i> (KHz)	(U.A)	(U.A.E)	<i>d</i> (U.A.E. - U.A) ± DE	<i>p</i>
0.5	77.94	85.88	7.94 ± 17.68	0.3999
1	90.88	97.06	6.18 ± 15.06	0.5478
2	92.06	103.82	11.76 ± 12.86	0.2860
4	93.82	102.94	9.12 ± 16.70	0.4277
Promedio	88.68	97.43	8.75 ± 12.85	0.3922

9. Estimación de Umbrales psicoacústicos a partir del examen de PEAc.

En base a las correlaciones establecidas entre los Umbrales Electrofisiológicos/Audiométricos y Umbrales Audiométricos Estimados/ Audiométricos se realizó un análisis de la utilidad clínica, es decir, la capacidad predictiva del examen PEAAe. Para esto, los Umbrales Audiométricos, promedio de las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz, fueron clasificados en cuanto al grado de pérdida auditiva en: Normal (0 a 20 dB), Leve (20 a 40 dB), Moderada (41 a 70 dB), Severa (71 a 95 dB) y Profunda (> a 95 dB).

Se aprecia en la figura 7 la clasificación por grado de pérdida según el Umbral Audiométrico y la correspondencia según el Umbral Electrofisiológico de PEAAe. Del total de sujetos con audición normal, según el umbral audiométrico, el 2.7% de los individuos son clasificados como normoyentes y el 97.3% como hipoacúsicos leves, según el examen PEAAe. Del total de pérdidas auditivas leves, el 50% se corresponden con la clasificación dada por el PEAAe, donde también son considerados como leves. El 50% restante de las pérdidas auditivas leves, son clasificadas como pérdidas moderadas por el PEAAe.

Para el total de los sujetos con pérdidas moderadas según el examen audiométrico se establecen niveles de pérdidas auditivas severas según umbral electrofisiológico. Tanto en pérdidas auditivas severas como profundas, las clasificación según el umbral electrofisiológico de PEAAe estima una pérdida de grado profundo.

En relación a la correspondencia entre el grado de pérdida auditiva según Umbrales Audiométricos y Umbrales Audiométricos Estimados, se destaca que un 94.5% de los sujetos con audición normal, son clasificados dentro de este mismo rango según los Umbrales Audiométricos Estimados. Por otra parte, del total de pérdidas auditivas leves, un 50% son clasificados como normoyentes y el 50% restante como hipoacúsicos leves según el Umbral Audiométrico Estimado. Por último, se observó que la clasificación por nivel de pérdida auditiva según el Umbral Audiométrico concuerda en un 100% con el Umbral Audiométrico Estimado en las pérdidas auditivas profundas (Figura 7).

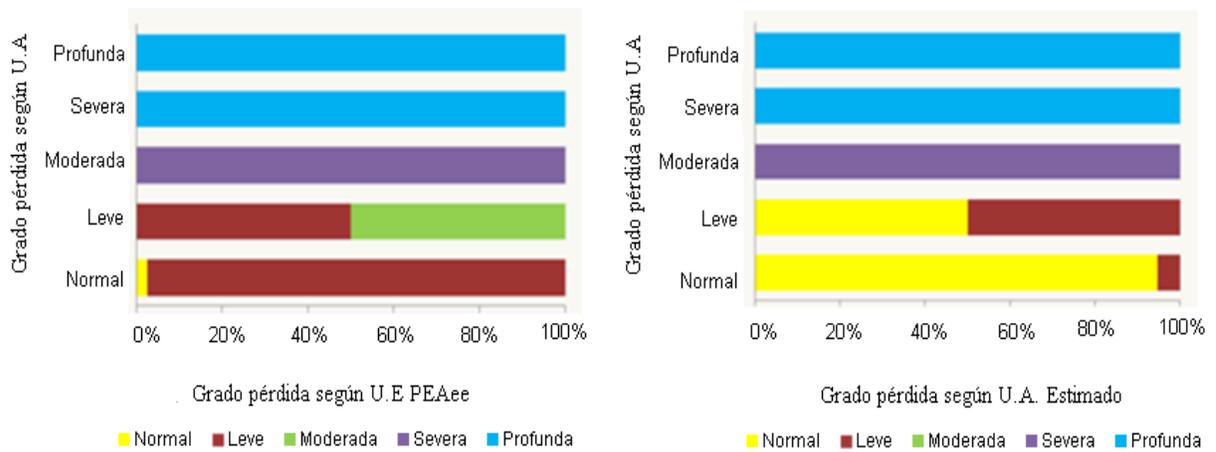


Figura 7. Correspondencia entre Umbrales Electrofisiológicos de PE.Aee/Audiométricos y Umbrales Audiométricos Estimados/Audiométricos expresado en porcentajes relativos a cada grado de pérdida.

Discusión

Mediante la aplicación del examen Potencial Evocado Auditivo de Estado Estable a un grupo piloto, se identificaron las variables que pueden afectar la obtención de respuestas. De esta manera, se propuso un protocolo de evaluación cuyo objetivo fue determinar los parámetros a seguir al momento de evaluar. Este modelo fue creado producto de la escasez de pautas en Chile y en otros países.

El ruido ambiental, ruido de artefactos eléctricos, tensión muscular y estado de conciencia del sujeto, podrían influir en la identificación de respuestas de estado estables que se explicaría por una aumentada actividad electroencefalográfica. Kei y colaboradores (2008) encontraron que a un nivel de ruido ambiental de 75 dB, los umbrales de PEAAe presentaban un valor umbral mayor que en ausencia de ruido. En sujetos con audición normal, el ruido ambiental puede afectar la obtención de umbrales electrofisiológicos. Esto se puede explicar por la influencia del ruido ambiental como factor enmascarante del estímulo, disminuyendo así la amplitud de la respuesta y dificultando su registro desde el EEG. En el caso de hipoacúsicos, el ruido ambiental sólo será percibido mientras el grado de pérdida auditiva lo permita.

En nuestro estudio se pudo observar que el estado de conciencia del sujeto evaluado puede influir en el registro del PEAAe. Esta variable está relacionada con la frecuencia de modulación del estímulo, la que activaría generadores neurales sensibles al estado de vigilia o sueño. En el estudio piloto se experimentó con frecuencias de modulación bajas (46 Hz) y altas (sobre 70 Hz). Se pudo observar que al utilizar una modulación de 46 Hz, se necesitaba que el paciente estuviese despierto y relajado. Si el paciente se dormía durante la prueba se dificultaba la identificación de respuesta del PEAAe. Algunos autores explican esta situación por una disminución en la amplitud de onda del potencial evocado (Plourde y Picton, 1990; Plourde y cols., 1991).

Al explorar con una tasa de modulación de 46 Hz en normoyentes del pilotaje, se observaron respuestas más estables y con menor presencia de ruido en EEG, corroborando lo planteado por diversos investigadores (Cohen, 1991; Petitot y cols., 2005, Leigh- Paffenroth, 2006; Vander Reijden, 2006 y Griskova, 2007). En la exploración con modulaciones altas el sueño parecía no afectar la obtención de umbrales, sin embargo, se detectó un aumento de ruido en el EEG, que provocaba inestabilidad con presencia o ausencia de respuestas.

Se evaluaron los umbrales de PEAAe para las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz, pues se buscó representación de todo el espectro auditivo y principalmente de los sonidos del habla. De acuerdo a los antecedentes, no se conocen métodos de búsqueda de umbrales específicos para la aplicación del examen de PEAAe. En este estudio se utilizó el método descendente de búsqueda de umbrales de Carhart y Jerger (1959) propuesto para audiometría. De esta forma se obtuvieron respuestas más cercanas al umbral audiométrico y en un tiempo promedio de 45 minutos para ambos oídos.

Las condiciones ya descritas fueron consideradas en la adquisición de los umbrales electrofisiológicos de la población en estudio. El control de las variables mediante el Protocolo de Aplicación obtenido del estudio de pilotaje, permite determinar las capacidades o limitaciones propias del examen, que podrían influir en los resultados a discutir.

1. Umbrales Electrofisiológicos de PEAAe

Los resultados obtenidos en relación a los umbrales de Potenciales de Estado Estable muestran valores promedio de 30 dB HL en el grupo de sujetos con audición normal. Estudios previos en poblaciones normoyentes de Swanepoel (2004a), Pérez Ábalo y cols. (2003), Kei y cols. (2008) y Hermans y Stapells (2001) indican valores promedios de 32.25, 27.5, 20.7 y 10.75 dB HL, respectivamente. Si bien Hermans y Stapells muestran un bajo valor promedio, se debe considerar que los sujetos de este estudio fueron evaluados en una cámara sonoamortiguada, controlando la variable de ruido ambiental.

Si analizamos los valores umbrales en cada una de las frecuencias evaluadas, en nuestro estudio se observó que en sujetos con audición normal los valores fueron de 32.63, 28.82, 26.97 y 31.84 dB HL para las frecuencias 0.5, 1, 2, 4 kHz. Otros autores han reportado valores entre rangos de 23-33, 22-34, 18-32 y 20-30 dB HL para las mismas frecuencias respectivamente (Swanepoel, 2004^a; Pérez Ábalo, 2001; Kei, 2008). Se puede observar mediante estos valores, que existe una semejanza entre nuestros resultados y los valores aportados por investigaciones previas.

En presencia de pérdida auditiva se encontraron umbrales de 93.53, 100.88, 106.76 y 107.65 dB HL para cada frecuencia evaluada, considerando el promedio de todos los sujetos hipoacúsicos. Van Mannen y Stapells (2005) encontraron valores de 30.8, 36.1, 47.8 y 57.4 dB HL para las frecuencias 0.5, 1, 2, 4 kHz. Estos valores fueron obtenidos mediante una frecuencia de modulación baja (46 Hz), tras la evaluación de sujetos con hipoacusia sensorineural leve-moderada. La diferencia entre ambas investigaciones se explica por el grado de pérdida auditiva de los sujetos evaluados, observándose un mayor número de hipoacusias severas-profundas en el presente estudio. Se observa mediante estos resultados una tendencia a umbrales mayores, en frecuencias más agudas. Este hecho concuerda con el tipo de curva audiométrica descendente, propia de las hipoacusias sensorineurales.

2. Comparación de Umbral Audiométrico y Umbral Electrofisiológico de PE Aee

Se estableció la correlación del total de la población en base a los dos exámenes aplicados; Audiometría y Potencial Evocado de Estado Estable. De esta comparación se obtiene un coeficiente de correlación (r) que ofrece una aproximación de la adaptabilidad de las dos variables. Tal herramienta estadística se seleccionó para el análisis de los datos, ya que entrega una visión global de como funciona el examen frente a pacientes con distintos niveles de audición.

Al comparar los umbrales audiométricos y umbrales electrofisiológicos de PE Aee se encontró una alta correlación en la muestra estudiada ($r= 0.980$, $n= 55$). Nuestros resultados se asemejan a los hallazgos de Herdman y Stapells (2003), Attias (2006) y Ahn y

colaboradores (2007), que reportaron valores de correlación de 0.88, 0.96 y 0.95 como promedio de las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz en ambos exámenes. Estas altas correlaciones podrían suponer que los Umbrales Electrofisiológicos de PEAEe estimarían de manera confiable el nivel auditivo de un sujeto. Canale (2006) obtuvo en su estudio una menor correlación ($r= 0.71$), índice que puede relacionarse al número de pacientes evaluados ($n= 22$ oídos).

En forma adicional, nuestros resultados indican que los pacientes con pérdida auditiva presentan mayor correlación entre umbrales audiométricos y umbrales electrofisiológicos ($r= 0.908$) a diferencia de lo que sucede en normoyentes ($r= 0.336$). Este fenómeno concuerda con los resultados del estudio de Martínez Beneito y colaboradores (2002) donde a partir de una población de 24 hipoacúsicos y 18 normoyentes (84 oídos), se estableció una mejor correlación en los pacientes hipoacúsicos. En otra investigación se obtuvo un r de 0.91 en pérdidas auditivas severas a profundas y un r de 0.62 para sujetos normoyentes (Ahn y cols, 2007). La semejanza entre los estudios mencionados y nuestros resultados, sugieren que el PEAEe es menos confiable para sujetos con audición normal. En sujetos normoyentes o con pérdidas auditivas leves la realización del examen en un ambiente no silente dificulta la percepción del estímulo, lo que explicaría las menores correlaciones en este grupo. La presencia de reclutamiento, propio de las hipoacusias sensorineurales, amplifica el real nivel auditivo del paciente lo que se refleja en las altas correlaciones halladas en pacientes con pérdida auditiva.

Los sujetos con pérdida auditiva arrojaron un alto nivel de correlación en todas las frecuencias evaluadas de $r = 0.94$ (0.5 kHz), $r = 0.972$ (1 kHz), $r = 0.976$ (2 kHz) y $r = 0.962$ (4 kHz), siendo semejantes éstas entre sí. Se observan resultados similares en el estudio de Ahn y colaboradores (2007) donde las correlaciones fueron de 0.94, 0.95, 0.94 y 0.92 para las mismas frecuencias. Rance y colaboradores (1995) reportaron correlaciones mayores de 0.97 entre las frecuencias 500 a 4000 Hz en individuos con audición normal y en hipoacusias de distintos rangos. Según estos antecedentes, no existirían variaciones por frecuencia en los PEAEe.

En contraste a lo anterior, se han reportado investigaciones donde la frecuencia 0.5 kHz posee una menor correlación en comparación al resto de las frecuencias. Esta situación se explica por el modelo de activación más amplio en la membrana basilar, así como el tiempo de viaje aumentado hacia la región apical de la cóclea. Además el ruido ambiental puede producir un efecto de enmascaramiento en las frecuencias más bajas (Lins, 1996; Pérez Ábalo, 2001; Picton, 2002; Martínez-Beneito, 2002; Dimitrijevic y cols., 2002; Attias, 2006 y Dhaenens, 2007).

En normoyentes despiertos, Vander Reijder y colaboradores (2006) encontraron mejores resultados en la frecuencia 0.5 kHz al utilizar tasas de modulación baja, al igual que en nuestro estudio. Van Mannen y Stapells (2005) también encontraron mejor correlación al utilizar una modulación de 40 Hz en lugar de 80 Hz. Cabe destacar que las investigaciones que encontraron bajas correlaciones en la frecuencia 0.5 kHz utilizaron tasas de modulación alta. Investigadores concuerdan en que el uso de respuestas evocadas de latencia corta mediante modulaciones de 40 Hz, aumenta la agudeza en la estimación de umbrales en frecuencias bajas, por ejemplo, en 500 Hz (Tlumak y cols., 2007). Sin embargo, es necesario considerar las diferencias metodológicas entre estos estudios lo que conduce al desarrollo de investigaciones enfocadas en la influencia de la tasa de modulación sobre la respuesta de PEAAe.

En general, se aprecia que los umbrales electrofisiológicos obtenidos a partir de los PEAAe son más altos que los umbrales encontrados por la evaluación audiométrica. Una posible explicación a este fenómeno es que la detección de respuestas fisiológicas está contaminada por el ruido de fondo del EEG (Barajas, 2002). En el presente estudio, al comparar los umbrales de PEAAe con los umbrales audiométricos, la diferencia fue significativa en el grupo de normoyentes ($p < 0.01$), pero no en el grupo de hipoacúsicos. Los valores de diferencia entre umbrales obtenidos por los sujetos con audición normal fue de 23.09 dB HL y de 13.53 dB HL en pacientes con pérdida auditiva. Esto muestra que en presencia de pérdida auditiva la diferencia entre umbrales es menor, hipótesis que se ha planteado en diversas investigaciones (Rance y cols., 1995, Tlumak y cols., 2007).

En un estudio similar Canale y colaboradores (2006) encontraron una diferencia de 32 dB HL en pacientes con audición normal, siendo al igual que en el nuestro, menor la diferencia en hipoacúsicos: 30 dB HL en sujetos con pérdida leve y 11.7 dB HL en individuos con pérdida moderada. Estos valores reafirman la situación encontrada en relación a la correlación entre umbral audiométrico y umbral electrofisiológico de PEAee, la cual puede ser explicada por las causas ya planteadas: condiciones de aplicación del examen y presencia de reclutamiento.

Las diferencias obtenidas para el grupo de sujetos con audición normal en las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz fue de 22.89, 21.05, 22.63 y 25.79 dB HL respectivamente, siendo éstas estadísticamente significativas. Por otra parte, para el grupo de hipoacúsicos, se obtuvieron diferencias no significativas en las mismas frecuencias, con valores de 15.59, 10.00, 14.71 y 13.82 dB HL. Al comparar ambos grupos se observa una tendencia donde en presencia de pérdida auditiva, las diferencias entre umbrales electrofisiológicos y audiométricos son menores en cada frecuencia evaluada. Estos valores concuerdan con los índices de correlación descritos para sujetos hipoacúsicos en cada una de las frecuencias evaluadas. Es decir, a mayor índice de correlación entre dos variables (umbrales), menor será el valor de diferencia.

En la investigación de Herdman y Stapells (2001) con sujetos normoyentes, se encontraron valores de diferencias entre umbrales audiométricos y electrofisiológicos de PEAee, de 11, 10, 11 y 14 dB HL para las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz. Resultados similares se han encontrado en los estudios de Van Mannen y Stapells (2005) (11.67, 10, 13.33 y -3.33 dB HL) y de Kaff (2006) (17, 12.8, 9.7 y 11.6 dB HL) para las mismas frecuencias con sujetos normoyentes. Por otra parte, se han reportado diferencias menores de -12, -10, -3 y -2 dB HL (Attias y cols., 2006). Estudios en sujetos con pérdida auditiva sensorineural plantean diferencias de 8.2, 8.9, 12.5, 11.8 dB HL (Aoyagi y cols., 1993); 14, 8, 10 y 3 dB HL (Herdman y Stapells, 2003); 13.75, 11.25, 11.5, 1.0 dB HL (Van Mannen y Stapells, 2005) y -2, 0, 0, 1.8 dB HL (Attias, 2006) en las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz, respectivamente.

En general los valores arrojados en nuestro estudio indican diferencias entre umbrales audiométricos y de PEAAe mayores que los planteados por otros autores en individuos normoyentes. Sin embargo, en sujetos hipoacúsicos nuestras diferencias son similares en comparación con los valores de los estudios mencionados. Esta discrepancia se puede argumentar por la limitación en el control del ruido ambiental, al no realizar el examen PEAAe en una cámara sonoamortiguada, variable que afecta en mayor grado a sujetos con mejor nivel auditivo.

3. Comparación de Audiometría y de Audiograma Estimado

3.1 Umbrales Audiométricos Estimados del PEAAe

Una vez que se han determinado los umbrales electrofisiológicos de PEAAe en un número determinado de frecuencias, el equipo GSI Audera entrega la opción de extrapolar estos resultados a un audiograma estimado del paciente. Éste se basa en la investigación realizada en la Escuela de Audiología de la Universidad de Melbourne donde se evaluó el umbral audiométrico y de PEAAe, en 60 sujetos con distintos niveles de audición (Rance y cols., 1995).

En el presente trabajo se analizaron los umbrales estimados que entrega el equipo, obteniendo en pacientes con audición normal un valor promedio de 9.57 dB HL. En el caso de sujetos que presentaron pérdida auditiva se encontró un valor promedio de 97,43 dB HL. Al relacionar el umbral estimado y el umbral audiométrico se obtuvo un índice de correlación de $r=0.342$ para el grupo de Normoyentes y de $r=0.905$ para el grupo de Hipoacúsicos.

Por otra parte se obtuvo una correlación superior a 0.9 para cada frecuencia evaluada considerando el total de oídos, y al igual que en la comparación de umbrales audiométricos/umbrales electrofisiológicos, se mantiene la tendencia de una baja correlación para el grupo de normoyentes y una alta correlación para el grupo de hipoacúsicos.

La diferencia entre los umbrales audiométricos y estimados en pacientes con audición normal fue de 2.60 dB HL considerando el promedio de las frecuencias. Este valor es estadísticamente significativo ($p < 0.05$), lo que indica que el valor de umbral estimado se aleja del valor audiométrico. La frecuencia 0.5 kHz y 4 kHz presentan altos valores de p (0.129 y 0.476), lo que indica una similitud entre los umbrales audiométricos y estimados.

Los valores estimados que entrega el PEAAe corresponden a un promedio, entre un rango de error propio para cada frecuencia, dado por una ecuación de regresión en base al umbral electrofisiológico de PEAAe. El rango de error para la estimación del umbral es menor en umbrales electrofisiológicos mayores a 70 dB HL (Rance y cols., 1995). De esto se puede deducir que la estimación del umbral audiométrico será más precisa mientras mayor sea la pérdida auditiva. Los resultados de sujetos con pérdida auditiva del presente estudio muestran que la diferencia promedio de las frecuencias entre el umbral audiométrico y estimado fue de 8.75 dB HL, la cual no es estadísticamente significativa. Además, al analizar por frecuencia, ninguna de las diferencias es significativa.

Estos resultados indican que los valores de estimación son cercanos a los umbrales audiométricos en presencia de hipoacusia. Si bien, la desviación estándar en hipoacúsicos (12.85) fue mayor que en el grupo de normoyentes (5.71), se debe considerar que los sujetos presentaban pérdidas auditivas de diversos grados. Este fenómeno podría influir en el valor de diferencia entre umbrales descrito, por lo que se requieren futuros estudios que consideren los grados de pérdida auditiva en relación a la estimación de umbrales audiométricos del sistema GSI Audera.

Es importante señalar que no se conocen investigaciones que analicen en profundidad los valores del audiograma estimado del sistema Audera. Esto se puede explicar porque los equipos más utilizados para el registro de PEAAe, no ofrecen esta alternativa (ej. Sistema Master). El desarrollo de estudios de PEAAe debe enfocarse en el conocimiento y análisis de todas las funciones que ofrece el sistema utilizado, para clarificar el diagnóstico de la patología auditiva.

10. Estimación de Umbrales psicoacústicos a partir del examen de PEAAe.

Se utilizó el promedio de las frecuencias 0.5, 1, 2 y 4 kHz, para clasificar a los oídos de la muestra, según grado de pérdida auditiva, en: Normal, Leve, Moderada, Severa y Profunda. El objetivo de este análisis fue realizar una estimación del grado de pérdida auditiva a partir de los Umbrales Electrofisiológicos del examen de PEAAe.

En general, se observó que dependiendo del grado de hipoacusia dado por la audiometría, el examen de PEAAe estima una pérdida clasificada bajo la misma estratificación mencionada con anterioridad. Por ejemplo, en presencia de una pérdida auditiva moderada, la estimación mediante PEAAe arrojará una pérdida severa. En pérdidas leves o audición normal, esta estimación se torna menos precisa, ya que el mayor porcentaje de sujetos normoyentes son clasificados con una hipoacusia leve según el PEAAe. Sin embargo, se debe considerar que se trata de umbrales electrofisiológicos, los cuales siempre serán mayores que los psicoacústicos. Por este motivo, si se realiza una clasificación de grado de pérdida según el examen de PEAAe se obtendrá una sobrestimación de la pérdida auditiva.

Dado que el sistema GSI Audera tiene la ventaja de extrapolar automáticamente los umbrales audiométricos, en forma de un Audiograma estimado, se compararon estos valores con los umbrales psicoacústicos de cada individuo. En consecuencia, se obtuvo que la correspondencia entre ambos umbrales, en relación a la clasificación de pérdida auditiva, fue muy similar a la estimación utilizada en los Umbrales Electrofisiológicos de PEAAe. Sólo se observa mayor coincidencia en las pérdidas leves y audición normal, donde no habría una sobrestimación de la pérdida auditiva.

En general, a partir de los hallazgos observados en este estudio se avala la opción de utilizar el examen de PEAAe para estimar la presencia y grado de pérdidas auditivas. Por otra parte, el audiograma estimado entregado por el sistema GSI Audera, puede utilizarse como una guía, pero se requieren estudios en la población chilena para determinar algoritmos específicos por frecuencia que extrapolen los valores en forma más certera.

Conclusiones

Se estudió en la presente investigación la aplicación clínica de los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable como un método de evaluación objetivo para estimar umbrales auditivos, en una población de sujetos con distintos niveles de audición.

Se diseñó un protocolo para aplicar el examen de Potenciales de estado Estable a partir de un estudio en una muestra piloto. A través de esta experiencia se observó que la tasa de frecuencia de modulación y el estado de alerta del individuo influyen en la obtención de resultados confiables. En consecuencia, en individuos adultos con un estado de alerta vigil, se obtuvieron respuestas más estables con frecuencias de modulación baja (46 Hz).

En base al análisis de los resultados, se observa que los umbrales electrofisiológicos entregados por el PEAAe tienen una alta correlación con el nivel auditivo del sujeto, tanto en forma global como en cada una de las frecuencias evaluadas. Estos hallazgos reflejan la capacidad estimativa del examen de PEAAe en relación a la pérdida auditiva, avalando la necesidad de introducir esta técnica a la batería audiológica como evaluación complementaria.

Además, se pudo establecer que los valores de umbrales electrofisiológicos de PEAAe concuerdan con los obtenidos en otros estudios, siendo éstos mayores que los umbrales audiométricos. Esta diferencia disminuye en presencia de pérdida auditiva, tanto en el promedio como en cada una de las frecuencias evaluadas.

En relación a los parámetros y condiciones de aplicación del examen de Potenciales de Estado Estable, es necesario considerar las características propias del equipo y del sujeto a evaluar. Es así como se requieren distintos procedimientos de aplicación para las posibles poblaciones favorecidas con esta técnica de evaluación. En consecuencia se hacen imprescindibles futuras investigaciones para lograr una estandarización en los parámetros de aplicación, tanto en pacientes adultos como en niños con distintos niveles auditivos y alteraciones.

Como examen objetivo, la mayor aplicación clínica del examen de PEAAe apunta a la evaluación de pacientes que a través de pruebas subjetivas no es posible determinar el nivel auditivo. En el caso de neonatos con deficiencia auditiva, la detección e intervención temprana es esencial para el desarrollo del lenguaje y el habla. Ya que la técnica de PEAAe permite evaluar en forma específica en un rango de 500 a 4000 Hz, entrega información valiosa sobre el nivel auditivo por frecuencia o la existencia de restos auditivos, permitiendo la pronta y adecuada adaptación de audífonos o implante coclear.

En la actualidad, las técnicas psicofísicas empleadas en la exploración audiométrica tradicional presentan limitaciones en pacientes simuladores o poco colaboradores. Las variantes utilizadas para la exploración en estos pacientes requieren un alto grado de experticia del evaluador para obtener resultados certeros y, en general, consumen mucho tiempo. Es así como los PEAAe constituyen un método objetivo que no requiere la cooperación del sujeto.

Los hallazgos observados en este estudio apoyan la utilización del examen de PEAAe como prueba complementaria y estimativa de la presencia y grado de pérdida auditiva. Sin embargo, resulta necesaria la investigación sobre el tema en la población chilena, donde se establezca el valor exacto de diferencia entre el umbral audiométrico y el arrojado por los PEAAe. Además, dichos estudios deben determinar el aporte de la extrapolación al audiograma estimado que ofrece el sistema GSI Audera.

En resumen, la técnica de PEAAe como instrumento clínico de aplicación, ofrece un valor complementario importante dentro del conjunto de pruebas audiológicas, ya que puede ayudar a acercarse objetivamente a la configuración, el grado y el tipo de hipoacusia.

Bibliografía

Libros

Curet, C. (1988). Audiometría por Respuestas Eléctricas. Buenos Aires: CTM S. A.

Hall, J.W. (1992). Handbook of auditory evoked responses. (1ª Ed.). Massachusetts: Allyn and Bacon.

Katz, J., Burkard, R. & Medwetsky, L. (2002). Handbook of clinical audiology. (5ª Ed.). Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins.

Lehnhardt, E. (1992). Práctica de la Audiometría. Madrid. (6ª Ed.). Editorial Médica Panamericana S. A.

Regan, D. (1989). Human brain electrophysiology: evoked potentials and evoked magnetic field in science and medicine. Amsterdam: Elsevier.

Salesa, E., Perelló, E. & Bonavida, A. (2005). Tratado de Audiología. Barcelona: Masson S. A.

Artículos Científicos

Ahn, J. H., Lee, H. S., Kim, Y. J., Yoon, T. H., & Chung, J. W. (2007). Comparing pure-tone audiometry and auditory steady state response for the measurement of hearing loss. *Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 136(6), 966-971.

American Speech Language Hearing Association. (1990). Guidelines for Screening for Hearing Impairments and Middle-Ear Disorders. *American Journal of Speech, Language and Hearing*, Supl. 2(32), 17-24

Aoyagi, M., Kiren, T., Kim, Y., Suzuki, Y. & Fuse, T. (1993). Frequency specificity of amplitude-modulation-following-response detected by phase spectral analysis. *Audiology*, 32: 293-301.

Attias, J., Buller, N., Rubel, Y., & Raveh, E. (2006). Multiple auditory steady-state responses in children and adults with normal hearing, sensorineural hearing loss, or auditory neuropathy. *Annals of Otolaryngology and Laryngology*, 115(4), 268-276.

Barajas, J.J. y Zenker, F. Potenciales Evocados Auditivos Continuos. (2002). *Auditio: Revista electrónica de audiolgía*, 1(2), 20-24.

Disponible en <http://www.auditio.com/revista/pdf/vol1/2/010202.pdf>

Cabello, P. & Caro, J. (2007). Audiometría de Estado Estable. Steady state audiometry. *Revista de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*, 67: 162-166.

Cohen, L. T., Rickards, F. W., & Clark, G. M. (1991). A comparison of steady-state evoked-potentials to modulated tones in awake and sleeping humans. *Journal of the Acoustical Society of America*, 90(5), 2467-2479.

Canale, A., Lacilla, M., Cavalot, A. L., & Albera, R. (2006). Auditory steady-state responses and clinical applications. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 263(6), 499-503.

Cone-Wesson, B., Dowell, R.C., Tomlin, D., Rance, G., & Ming, W.J. (2002a). The auditory steady-state response: comparisons with the auditory brainstem response. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13, 173-187.

Cone-Wesson, B., Rickards, F., Poulis, C., Parker, J., Tan, L., & Pollard, J. (2002b). The auditory steady-state response: clinical observations and applications in infants and children. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13, 270-282.

Cone-Wesson, B. (2003). Electrophysiologic assessment of hearing in infants: Compound nerve action potential, auditory brainstem response, and auditory steady state response. *Volta Review*, 103(4), 253-279.

Champlin, C. A. (1992). Methods for detecting auditory steady-state potentials recorded from humans. *Hearing Research*, 6, 144-150.

Dauderer, M., Feuerecker, M. S., Scheller, B., Pape, N. B., Schwender, D., & Kuhnle, G. E. (2007). Midlatency auditory evoked potentials in children: effect of age and general anaesthesia. *British Journal of Anaesthesia*, 99(6), 837-844.

D'Haenens, W., Dhooge, I., De Vel, E., Maes, L., Bockstael, A., & Vinck, B. M. (2007). Auditory steady-state responses to MM and exponential envelope AM2/FM stimuli in normal-hearing adults. *International Journal of Audiology*, 46(8), 399-406.

Dimitrijevic, A., John, S., van Roon, P. & Picton, T.W. (2001). Human auditory steady-state responses to tones independently modulated in both frequency and amplitude. *Ear and Hearing*, 22(2), 100-111.

Dimitrijevic, A., John, S., van Roon, P., Purcell, D.W. & Adamonis, J. (2002). Estimating the audiogram using multiple auditory steady-state responses. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13: 205-224.

Dobie, R. A., & Wilson, M. J. (1989). Analysis of auditory evoked potentials by magnitude-squared coherence. *Ear and Hearing* 10, 2-13.

Galambos, R., Makeig, S., & Talmachoff, P.J. (1981). A 40-Hz auditory potential recorded from the human scalp. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 78, 2643-2647.

Griskova, I., Morup, M., Parnas, J., Ruksenas, O., & Arnfred, S. M. (2007). The amplitude and

phase precision of 40 Hz auditory steady-state response depend on the level of arousal. *Experimental Brain Research*, 183(1), 133-138.

Herdman, A. T., & Stapells, D. R. (2001). Thresholds determined using the monotic and dichotic multiple auditory steady-state response technique in normal-hearing subjects. *Scandinavian Audiology*, 30(1), 41-49.

Herdman, A. T., Lins, O., Van Roon, P., Stapells, D. R., Scherg, M., & Picton, T. W. (2002). Intracerebral sources of human auditory steady-state responses. *Brain Topography*, 15(2), 69-86.

Herdman, A. T., & Stapells, D. R. (2003). Auditory steady-state response thresholds of adults with sensorineural hearing impairments. *International Journal of Audiology*, 42(5), 237-248.

John, M.S., Lins, O.G., Boucher, B.L., & Picton, T.W. (1998). Multiple auditory steady-state responses (MASTER): stimulus and recording parameters. *Audiology*, 37: 59-82.

John, M.S. & Picton, T.W. (2000). MASTER: a Windows program for recording multiple auditory steady-state responses. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*, 61: 125-150.

John, M.S., Purcell, D.W., Dimitrijevic, A., & Picton, T.W. (2002). Advantages and caveats when recording steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13, 246-259.

John, M. S., Brown, D. K., Muir, P. J., & Picton, T. W. (2004). Recording auditory steady-state responses in young infants. *Ear and Hearing*, 25(6), 539-553.

Junius, D., & Dau, T. (2005). Influence of cochlear traveling wave and neural adaptation on auditory brainstem responses. *Hearing Research*, 205(1-2), 53-67.

Kaf, W. A., Sabo, D. L., Durrant, J. D., & Rubinstein, E. (2006). Reliability of electric

response audiometry using 80 Hz auditory steady-state responses. *International Journal of Audiology*, 45(8), 477-486.

Kei, J., Smith, D., Joseph, S., Stopa, J., Kang, S., & Darnell, R. (2008). Effects of ambient acoustic noise on the auditory steady-state response thresholds in normally hearing adults. *Audiology and Neuro-Otology*, 13(1), 13-18.

Kuwada, S., Batra, R., & Maher, V.L. (1986). Scalp potentials of normal and hearing-impaired subjects in response to sinusoidally amplitude-modulated tones. *Hearing Research*, 21, 179-192.

Leigh-Paffenroth, E. D., & Fowler, C. G. (2006). Amplitude-modulated auditory steady-state responses in younger and older listeners. *Journal of the American Academy of Audiology*, 17(8), 582-597.

Lins, O. G., Picton, P. E., Picton, T. W., Champagne, S. C., & Durieuxsmith, A. (1995). Auditory steady-state responses to tones amplitude-modulated at 80-110 Hz. *Journal of the Acoustical Society of America*, 97(5), 3051-3063.

Lins, O. G., & Picton, T. W. (1995). Auditory steady-state responses to multiple simultaneous stimuli. *Evoked Potentials-Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 96(5), 420-432.

Lins, O. G., Picton, T. W., Boucher, B. L., DurieuxSmith, A., Champagne, S. C., Moran, L. M., et al. (1996). Frequency-specific audiometry using steady-state responses. *Ear and Hearing*, 17(2), 81-96.

Luts, H., & Wouters, J. (2004 a). Hearing assessment by recording multiple auditory steady-state responses: the influence of test duration. *International Journal of Audiology*, 43(8), 471-478.

Luts, H., Desloovere, C., Kumar, A., Vandermeersch, E., & Wouters, J. (2004b). Objective

assessment of frequency-specific hearing thresholds in babies. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 68(7), 915-926.

Luts, H., & Wouters, J. (2005). Comparison of MASTER and AUDERA for measurement of auditory steady-state responses. *International Journal of Audiology*, 44(4), 244-253.

Luts, H. (2005). *Diagnosis of hearing loss in newborns. Clinical application of auditory steady-state responses*. Tesis de Doctorado no publicada, Faculty of Medicine, Katholieke Universiteit Leuven.

Maiste, A. & Picton, T. (1989). Human auditory evoked potentials to frequency modulated tones. *Ear and Hearing*, 10, 153-160

Markessis, E., Poncelet, L., Colin, C., Coppens, A., Hoonhorst, I., Deggouj, N., et al. (2006). Auditory steady-state evoked potentials (ASSEPs): A study of optimal stimulation parameters for frequency-specific threshold measurement in dogs. *Clinical Neurophysiology*, 117(8), 1760-1771.

Martínez-Beneito, P., Morant, A. Pitarch, M. I. García, F. J. & Marco, J. (2002). Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable a Multifrecuencia como técnica de determinación de umbrales auditivos. *Acta Otorrinolaringológica de España*, 53:707-717.

Martínez, A., Alañón, M. A., Ayala, L., Álvarez, A. B., Miranda, M. T. & Sainz, M. (2007). Comparative Study Between Auditory Steady-State Responses, Auditory Brain-Stem Responses, and Liminar Tonal Audiometry. *Acta Otorrinolaringológica de España*, 58(7):290-295.

Menard, M., Gallego, S., Berger-Vachon, C., Collet, L., & Thai-Van, H. (2008). Relationship between loudness growth function and auditory steady-state response in normal-hearing subjects. *Hearing Research*, 235(1-2), 105-113.

Pérez-Ábalo, M.C., Savio, G., Torres, A., Martín, V., Rodríguez, E. (2001). Steady state responses to multiple amplitude-modulated tones: An optimized method to test frequency-specific thresholds in hearing-impaired children and normal-hearing subjects. *Ear and Hearing*, 22(3): 200-211.

Pérez-Ábalo, M. C., Torres, A., Savio, G. & Suárez, E. E. (2003). Los potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias y su valor en la evaluación objetiva de la audición. *Auditio: Revista Electrónica de Audiología*, 2, 42-50.

Disponible en <http://www.auditio.com/revista/pdf/vol2/2/020204.pdf>

Petitot, C., Collet, L., & Durrant, J. D. (2005). Auditory steady-state responses (ASSR): effects of modulation and carrier frequencies. *International Journal of Audiology*, 44(10), 567-573.

Picton, T.W., Skinner, C.R., Champagne, S.C., Kellett, A.J., & Maiste, A.C. (1987). Potentials evoked by the sinusoidal modulation of the amplitude or frequency of a tone. *Journal of the Acoustical Society of America*, 82, 165-178

Picton, T.W., Durieux-Smith, A., Champagne, S.C., Whittingham, J., Moran, L.M., Giguere, C., & Beauregard, Y. (1998). Objective evaluation of aided thresholds using auditory steady-state responses. *Journal of the American Academy of Audiology*, 9, 315-331.

Picton, T.W., Dimitrijevic, A., Pérez-Ábalo, M.C., & Van Roon, P. (2005). Estimating audiometric thresholds using auditory steady-state responses. *Journal of the American Academy of Audiology*, 16, 140-156.

Picton, T. W., van Roon, P., & John, M. S. (2007). Human auditory steady-state responses during sweeps of intensity. *Ear and Hearing*, 28(4), 542-557.

Plourde, G. & Picton, T.W. (1990). Human auditory steady-state response during general anesthesia. *Anesthesia and Analgesia*, 71, 460-468.

Plourde, G., Stapells, D. R. & Picton, T. W. (1991). The Human Auditory Steady-state evoked potentials. *Acta Otolaryngol. (Stockh)*, Suppl. 491, 153-160.

Rance, G., Rickards, F.W., Cohen, L.T., De Vidi, S., & Clark, G.M. (1995). The automated prediction of hearing thresholds in sleeping subjects using auditory steady-state evoked potentials. *Ear and Hearing*, 16, 499-507.

Rance, G., & Briggs, R. J. S. (2002a). Assessment of hearing in infants with moderate to profound impairment: The Melbourne experience with auditory steady-state evoked potential testing. *Annals of Otology Rhinology and Laryngology*, 111(5), 22-28.

Rance, G. & Rickards, F. (2002b). Prediction of hearing threshold in infants using auditory steady-state evoked potentials. *Journal of the American Academy of Audiology*, 13, 236-245.

Rees, A., Green, G.G., & Kay, R.H. (1986). Steady-state evoked responses to sinusoidally amplitude-modulated sounds recorded in man. *Hearing Research*, 23, 123-133.

Stapells, D.R., Makeig, S., & Galambos, R. (1987). Auditory Steady-State Responses-Threshold Prediction Using Phase Coherence. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, 67, 260-270.

Stapells, D. R., Gravel, J. S., & Martin, B. A. (1995). Thresholds for auditory brain stem responses to tones in notched noise from infants and young-children with normal-hearing or sensorineural hearing-loss. *Ear and Hearing*, 16(4), 361-371.

Swanepoel, D. & Hugo, R. (2004a) Estimations of auditory sensitivity for young cochlear implant candidates using the ASSR: preliminary results. *International Journal of Audiology*, 43(7), 377-82.

Swanepoel, D., Schmulian, D., & Hugo, R. (2004b). Establishing normal hearing with the dichotic multiple-frequency auditory steady-state response compared to an auditory brainstem response protocol. *Acta Oto-Laryngologica*, 124(1), 62-68.

Swanepoel, D., & Roode, R. (2004c). Auditory steady-state responses for children with severe to profound hearing loss. *Archives of Otolaryngology-Head & Neck Surgery*, 130(5), 531-535.

Tapia Toca, M. C. & Savio, G. (2005). Potenciales evocados auditivos de estado estable en el estudio de dos pacientes con neuropatía auditiva. *Acta Otorrinolaringológica de España*, 56, 240-245.

Tlumak, A. I., Rubinstein, E., & Durrant, J. D. (2007). Meta-analysis of variables that affect accuracy of threshold estimation via measurement of the auditory steady-state response (ASSR). *International Journal of Audiology*, 46(11), 692-710.

Tomlin, D., Rance, G., Graydon, K., & Tsialios, I. (2006). A comparison of 40 Hz auditory steady-state response (ASSR) and cortical auditory evoked potential (CAEP) thresholds in awake adult subjects. *International Journal of Audiology*, 45(10), 580-588.

Valdés, J. L., Pérez-Ábalo, M. C., Martín, V., Savio, G., Sierra, C., Rodríguez, E. & Lins, O. (1997). Comparison of statistical indicators of the automatic detection of 80 Hz auditory steady state responses. *Ear and Hearing*, 18, 420-429.

Van der Reijden, C. S., Mens, L. H. M., & Snik, A. F. M. (2006). Frequency-specific objective audiometry: Tone-evoked brainstem responses and steady-state responses to 40 Hz and 90 Hz amplitude modulated stimuli. *International Journal of Audiology*, 45(1), 40-45.

Van Maanen, A., & Stapells, D. R. (2005). Comparison of multiple auditory steady-state responses (80 versus 40 Hz) and slow cortical potentials for threshold estimation in hearing-impaired adults. *International Journal of Audiology*, 44(11), 613-624.

Documentos en línea

Garantías Explicitas en Salud. Guía Clínica MINSAL. (2005). Hipoacusia Neurosensorial Bilateral del Prematuro. Disponible en http://www.supersalud.cl/documentacion/569/articles-635_guia_clinica.pdf

Picton, T. W. (2002). Human auditory steady-state responses. Disponible en www.hearing.cjb.net