

**EXPLORACIÓN DE LA VÍA AUDITIVA CON UNA
PRUEBA SIMULTÁNEA DE EMISIONES OTOACÚSTICAS
TRANSIENTES Y POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS
DE TALLO**

**TESIS QUE PRESENTA
NOHRA BELTRÁN VARGAS**

**PARA LA OBTENCIÓN DEL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS (INGENIERÍA BIOMÉDICA)**

ENERO DEL 2002

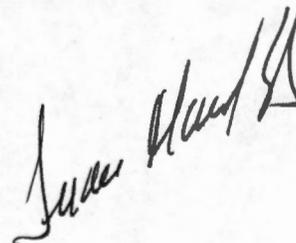
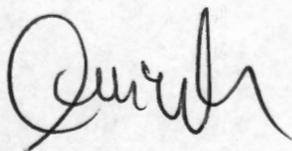
**UNIVERSIDAD AUTONOMA METROPOLITANA
DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA**

ASESOR:

M. I.B. JUAN MANUEL CORNEJO CRUZ

SINODALES:

**M.C. CAUPOLICAN MUÑOZ GAMBOA
M. I.B. JUAN MANUEL CORNEJO CRUZ
DRA. MARTA ROSETE DE DÍAZ**



**EXPLORACIÓN DE LA VÍA AUDITIVA CON UNA PRUEBA
SIMULTÁNEA DE EMISIONES OTOACÚSTICAS TRANSIENTES
Y POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS DE TALLO**

TESIS QUE PRESENTA

NOHRA BELTRÁN VARGAS

**PARA LA OBTENCIÓN DEL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS (INGENIERÍA BIOMÉDICA)**

ASESOR

M.I. JUAN MANUEL CORNEJO CRUZ

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA- IZTAPALAPA
DIVISIÓN DE CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA
POSGRADO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA
ENERO DEL 2002**

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa sus más sinceros agradecimientos a:

Mi asesor y amigo, el M. I.B. Juan Manuel Comejo Cruz, por todo su apoyo incondicional, sus consejos y todos los conocimientos que me a transmitido a lo largo de este proyecto. Sin su ayuda no hubiese sido posible la realización de este trabajo.

M. C. Miguel Cadena Méndez, por su colaboración en todo momento, sus consejos y conocimientos.

M. I.B. María del Pilar Granados Trejo, porque sin el apoyo que me ha brindado no hubiese sido posible mi estancia en este país para la realización de este trabajo.

A toda mi familia, por su apoyo emocional y económico, sin los cuales no hubiese realizado este trabajo.

INDICE

	Pág.
1. INTRODUCCIÓN.....	1
2. OBJETIVOS.....	4
2.1 OBJETIVO GENERAL.....	4
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	4
3. ANTECEDENTES	5
3.1. ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL OÍDO.....	5
3.1.1 Oído Externo.....	6
3.1.2 Oído Medio.....	7
3.1.2.1 Propagación del sonido y acoplamiento de impedancias.....	8
3.1.2.2 Reflejo estapedial.....	9
3.1.2.3 Respuesta en frecuencia combinada del oído externo y el oído medio.....	9
3.1.3 Oído Interno.....	10
3.1.3.1 Función coclear.....	10
3.1.3.2 Anatomía coclear.....	11
3.1.3.3 Partición coclear.....	12
3.1.3.4 Propagación del sonido en la cóclea.....	14
3.1.3.5 La cóclea como analizador en frecuencia.....	14
3.1.3.5.1 Onda viajera y transformación de frecuencia a posición.....	15
3.1.3.5.2 Selectividad en frecuencia de la membrana basilar.....	16
3.1.3.6 Mecanismo de transducción.....	17
3.1.3.6.1 Células ciliadas y potenciales eléctricos.....	18
3.1.3.6.2 Interacción entre células ciliadas internas y externas.....	19
3.1.3.6.3 Selectividad en frecuencia de la cóclea.....	19
3.1.3.6.4 Microfónica coclear y potencial de acción.....	20
3.1.3.6.5 Nervio auditivo.....	21
3.1.4 Procesamiento a nivel neuronal.....	21
3.2 EMISIONES OTOACÚSTICAS.....	22
3.2.1 La cóclea y la generación de las EOA.....	24
3.2.2 Utilidad de las EOA.....	25
3.2.3 Clases de EOA.....	25
3.2.3.1 Emisiones Otoacústicas Espontáneas.....	25
3.2.3.2 Emisiones Otoacústicas Transientes (EOAT).....	27
3.2.3.2.1 Tipo de estimulación.....	27
3.2.3.2.1.1 Clicks.....	27
3.2.3.2.1.2 Tonos.....	27
3.2.3.2.2 Presentación de la estimulación para el registro de EOAT.....	28
3.2.3.2.3 Nivel de intensidad del estímulo.....	28
3.2.3.2.4 Tasa de estimulación e intervalo inter-estímulo.....	29
3.2.3.2.5 Registro de EOAT.....	29
3.2.3.2.6 Interpretación de los registros de EOAT.....	31
3.2.3.3 Productos de Distorsión.....	31
3.2.3.4 EOA Estímulo – Frecuencia.....	32
3.3 POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS (PEA).....	32
3.3.1 Antecedentes.....	32
3.3.2 Potenciales Evocados auditivos de Tallo Cerebral (PEATC).....	33

	Pág.
3.3.2.1 Características de un PEATC normal.....	35
3.3.2.2 Parámetros medidos en un PEATC normal.....	36
3.3.2.2.1 Latencia.....	36
3.3.2.2.2 Función Latencia – Intensidad.....	37
3.3.2.2.3 Tasa de repetición.....	39
3.3.2.2.4 Amplitud.....	39
3.3.3 Adquisición del PEATC.....	39
3.3.3.1 Condiciones de registro.....	40
3.3.3.1.1 Ambiente de prueba.....	40
3.3.3.1.2 Condiciones del paciente.....	40
3.3.3.2 Instrumentación.....	40
3.3.3.2.1 Generador de estímulos.....	40
3.3.3.2.2 Transductores.....	40
3.3.3.2.3 Disparo.....	41
3.3.3.2.4 Electrodo.....	41
3.3.3.2.5 Amplificación.....	41
3.3.3.2.6 Filtrado.....	41
3.3.3.2.7 Digitalización.....	42
3.3.3.2.8 Promediación.....	42
4. DISEÑO DEL EXPERIMENTO.....	45
5. DESARROLLO.....	46
5.1 INSTRUMENTACIÓN.....	46
5.2 PARÁMETROS DE REGISTRO.....	47
5.3 ELECCIÓN Y PREPARACIÓN DE VOLUNTARIOS.....	48
5.4 REALIZACIÓN DE LA PRUEBA.....	49
5.5 CARACTERÍSTICAS DE LA ESTIMULACIÓN ACÚSTICA.....	50
5.6 CAPTURA Y TRATAMIENTO DE LA INFORMACIÓN.....	50
5.7 ANÁLISIS DE DATOS.....	51
6. RESULTADOS.....	52
6.1 EMISIONES OTOACÚSTICAS TRANSIENTES.....	52
6.1.1 Estimulación con click's.....	52
6.1.1.1 Intensidad baja.....	55
6.1.1.2 Intensidad media.....	56
6.1.1.3 Intensidad alta.....	57
6.1.2 Estimulación con pip's.....	60
6.1.3 EOAT en los casos de estudio.....	64
6.2 POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS DE TALLO.....	65
6.2.1 Click's.....	65
6.2.1.1 Latencia y amplitud del PEATCe.....	69
6.2.1.1.1 Intensidad baja.....	69
6.2.1.1.2 Intensidad media.....	70
6.2.1.1.3 Intensidad alta.....	70
6.2.1.1.4 Latencia de la onda V a diferentes intensidades.....	71
6.2.1.1.5 Amplitud de la onda V a diferentes intensidades.....	73
6.2.2 Pip's.....	75
6.2.3 Separación de fases de los estímulos utilizados para adquirir el PEATCe.....	76
7. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES.....	81
8. BIBLIOGRAFÍA.....	83

1. INTRODUCCIÓN

La detección oportuna de un problema de audición es el primer paso para enfrentar la tarea de minimizar las dificultades que enfrenta una persona con audición disminuida. Es bien sabido que las expectativas de éxito en la habilitación de un hipoacúsico están condicionadas a la oportunidad con que es detectado y diagnosticado; sobre todo si esto sucede a corta edad. Lo anterior se debe a que para el ser humano el período más importante para el desarrollo del lenguaje y el habla está asociado a los primeros tres años de vida. Sin embargo, se tiene aún la oportunidad de que la maduración en los sistemas neurológicos audio-verbales sean susceptibles de modificar hasta los cinco años. Esto en función de la oportunidad del tratamiento y las trascendencias que se tendrían para optimizar los procesos de rehabilitación. Una detección oportuna permitiría tomar conocimiento de casos de pérdidas auditivas moderadas, severas y profundas, que podrían ser tratadas mediante técnicas adecuadas que favorezcan el desarrollo de las habilidades de comunicación del infante; impactando su ámbito social, emocional, cognitivo y de desarrollo académico y económico.

Actualmente existen métodos para la detección de problemas auditivos en neonatos. Tal es el caso de la estimación del umbral de audición mediante Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral (PEATC). Prueba electrofisiológica que no requiere de la respuesta conciente del sujeto, donde se observa cómo la *actividad eléctrica* generada por las células ciliadas viaja desde la cóclea hasta la corteza auditiva vía el tallo cerebral. Se registra colocando una triada de electrodos en la superficie del cuero cabelludo del sujeto, como respuesta a una estimulación acústica con pulsos cuadrados positivos o negativos de 100 μ seg de duración (click's), presentados a diferentes intensidades. La respuesta se observa en una ventana de análisis de 12 mseg, utilizando la amplitud, latencia y comportamiento de la onda V frente a variaciones de intensidad, para establecer el umbral de audición. El valor clínico de los PEATC reside en que brindan información valiosa para el diagnóstico del paciente hipoacúsico por causas neurológicas retrococleares [5], [10], [13], [19] y [20].

Otro método de exploración más reciente son la Emisiones Otoacústicas (EOA). Estas son *energía de audiofrecuencia* registrada a nivel del conducto auditivo, como una manifestación de procesos mecánicos activos no lineales en el interior de la cóclea, reflejando la integridad de las células ciliadas externas [9], [40]. Las EOA están asociadas con la función de las células ciliadas externas y reflejan un proceso activo dentro de la cóclea [64]. Autores como [4], [65], y [70], han realizado estudios con Emisiones Otoacústicas Transientes (EOAT), i.e. EOA evocadas utilizando un estímulo acústico externo de corta duración, que permiten explorar de manera objetiva y no invasiva la mecánica coclear; mientras que otros investigadores como [3], [33], [35], [39] y [64], se han dedicado a estudiar el cómo las EOAT brindan información de especificidad en frecuencia. Las EOAT permiten realizar una prueba rápida, económica y no invasiva de la función coclear. Esta prueba requiere menos tiempo que el PEATC y no necesita de la colocación de electrodos.

Cada prueba tiene ventajas y desventajas, los potenciales son costosos y requieren de un experto para su interpretación; en contraste, las emisiones presentan más falsos positivos que la prueba de potenciales de tallo durante las primeras 48 horas de vida. Se puede decir que cada método es efectivo de manera independiente, pero las limitaciones que

existen en la interpretación conjunta de las pruebas dificulta su aplicación. A mediados de los 90's los Institutos Nacionales de Salud en Estados Unidos llegaron a la conclusión de que la prueba de EOAT es la más rápida y de mejor relación costo/beneficio para descartar a neonatos con audición normal. Sin embargo, cuando la prueba de emisiones no es satisfactoria, el sujeto deberá someterse a una prueba de potenciales de tallo, debido a que las emisiones no tienen buena especificidad.

Se puede afirmar que las pruebas de emisiones y potenciales son complementarias, la primera es rápida, fácil de realizar y descarta a la mayoría de neonatos normoyentes. La segunda requiere de más tiempo y entrenamiento para su realización, pero puede identificar pérdidas auditivas con mayor especificidad. Resultaría deseable conjuntar en una sola las bondades de cada una de estas pruebas y conseguir una prueba mas completa que sea rápida, confiable, sensible, específica y fácil de realizar.

En la actualidad no existen estándares para la realización de estas pruebas, algunos hospitales realizan una u otra prueba dependiendo de los recursos que tengan a disposición. En otros casos se realizan las dos pruebas, pero los procedimientos, tipos de estimulación y métodos de registro presentan gran variabilidad entre los estudios publicados [45]. Por esta razón no existe un criterio universalmente aceptado de cuándo dar por normal una prueba de emisiones o de potenciales.

La combinación de ambas pruebas genera beneficios debido a que cada una estudia una porción del oído. Las EOAT tienen especificidad en frecuencia y pueden valorar el grado de integridad de la cóclea, no valoran la integridad del nervio auditivo, pero son sensibles a ciertas condiciones del conducto auditivo externo y del oído medio. Los PEATC no son tan sensibles a las condiciones del conducto auditivo ni tienen especificidad en frecuencia, pero son sensibles a alteraciones retrococleares como la *Neuropatía Auditiva*; condición en la cual el paciente presenta un funcionamiento normal de sus células ciliadas externas, EOAT normales, pero tiene una disfunción a nivel del VIII nervio que conduce a PEATC alterados [25]. Algunos investigadores como [34] y [67]; encontraron sujetos que no presentaban PEATC, pero presentaban función auditiva. Estos sujetos pudiesen haber sido identificados como personas con un problema de neuropatía si se hubiese tenido la prueba de EOA clínica en ese entonces. La mejor prueba para detectar la *Neuropatía Auditiva* es aquella que sea sensible a la función coclear y a la función del nervio auditivo. La función de las células ciliadas externas puede ser evaluada mediante las EOA y la microfónica coclear. Las pruebas clínicas sensibles a las disfunciones del nervio auditivo son los PEATC, el reflejo estapedial y una logaudiometría con enmascaramiento. De las pruebas mencionadas anteriormente, la utilización conjunta de las EOA y los PEATC, forman la combinación más sensible, al ofrecer una visión de la función preneuronal y neuronal del sistema auditivo [25].

Recientemente, con la disponibilidad de las pruebas de EOA y PEATC algunos investigadores han reportado estudios en los cuales se realiza una prueba de EOA y posteriormente una prueba de PEATC con el fin de detectar problemas de desórdenes neuronales [8], [18], [22], [55] y [57]. Aún cuando no existe prueba cien por ciento precisa o confiable, la combinación de estas dos pruebas en un solo método de exploración para el oído, asegura las ventajas de ambas pruebas, disminuyendo por otra parte las desventajas individuales.

Actualmente se encuentran en el mercado equipos que realizan las dos pruebas de manera simultánea para exploración del nivel de audición en neonatos, en donde la

estimulación es más rápida y de menor intensidad que la utilizada en niños y adultos. Pero aún no existe un sistema similar que realice las dos pruebas simultáneamente en infantes y adultos, donde habría que considerar otras posibilidades de estimulación, como los tonos ráfaga (pip's), que brindan mayor información del estado específico de audición a una determinada frecuencia.

Teniendo en cuenta lo anterior, este trabajo busca la realización de un estudio de diagnóstico rápido en adultos sanos a través del registro simultáneo de EOAT y el PEATC, buscando realizar un estudio de la integridad del oído interno y vía auditiva. También se busca explorar la vía auditiva a frecuencia específica a través de la comparación del espectro de baja frecuencia del PEATC con la información en frecuencia de la EOAT.

El propósito general de este trabajo es poder observar la "conducta" de la respuesta del oído a través de EOAT y el PEATC, como consecuencia de la estimulación acústica. Adicionalmente, este trabajo explora la posibilidad de que a través de un registro simultáneo de EOAT y PEATC, se puedan establecer de una manera más rápida alteraciones de la función coclear y/o de la vía auditiva.

2. OBJETIVOS

2.1 OBJETIVO GENERAL

Realizar una exploración diagnóstica rápida de la vía auditiva en adultos sanos, mediante EOAT y PEATC registrados simultáneamente.

2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Identificar la respuesta eléctrica, *potencial evocado auditivo*, asociada a la estimulación acústica empleada para el registro de Emisiones Otoacústicas (EOA) con click's.

Investigar si el *potencial evocado auditivo* obtenido a partir del registro de EOA es equiparable a la respuesta obtenida en una prueba clínica de Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral.

Caracterizar en el tiempo el *potencial evocado auditivo* obtenido a partir de la prueba de EOA, si es el caso.

Realizar una exploración de la vía auditiva a frecuencia específica a través de la comparación del espectro de baja frecuencia del *potencial evocado auditivo* obtenido a partir del registro de EOA, con la información en frecuencia de la EOAT.

Caracterizar la respuesta en el registro de EOAT en sujetos adultos sanos, a estimulación con click's y con pip's.

3. ANTECEDENTES

3.1 ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL OÍDO

La generación de sensaciones auditivas en el ser humano se desarrolla en tres etapas básicas:

- Captación y procesamiento mecánico de las ondas sonoras.
- Conversión de la señal acústica (mecánica) en impulsos nerviosos, y transmisión de dichos impulsos hasta los centros sensoriales del cerebro.
- Procesamiento neuronal de la información codificada en forma de impulsos nerviosos.

La captación, procesamiento y transducción de los estímulos sonoros se llevan a cabo en el oído, mientras que la etapa de procesamiento neuronal, en la cual se producen las diversas sensaciones auditivas, se encuentra ubicada en el cerebro. Se pueden distinguir dos regiones o partes del sistema auditivo: la región periférica, en la cual los estímulos sonoros conservan su carácter original de ondas mecánicas hasta el momento de su conversión en señales electroquímicas, y la región central, en la cual se transforman dichas señales en sensaciones.

- Región periférica del sistema auditivo

El oído o región periférica se divide en tres zonas de acuerdo a su ubicación en el cráneo, oído externo [E], oído medio [M] y oído interno [I], como puede observarse en la figura 1.

La energía sonora del ambiente se propaga a través de estas zonas y sufre distintas transformaciones durante el proceso de audición. La primera transformación sucede cuando la energía sonora impacta sobre la membrana timpánica dando como resultado una energía mecánica que se transmite hacia el oído medio. La segunda transformación ocurre cuando la energía mecánica se traduce en energía hidráulica, al actuar sobre los fluidos de las estructuras vestibulares y cocleares. La tercera y última transformación se lleva a cabo cuando las células ciliadas del oído interno convierten la energía hidráulica en información neurológica que posteriormente se envía al cerebro para su análisis e interpretación perceptual. Tanto el procesamiento mecánico de las ondas sonoras como la conversión de éstas en señales electroquímicas son procesos no lineales.

Anatómicamente, se divide en tres partes, figura 1. Oído externo [E], formado por la oreja o pabellón auricular y el conducto auditivo externo, Oído medio [M], formado por la membrana timpánica o tímpano y la cadena de huesecillos, martillo, yunque y estribo; y el Oído interno [I], formado por la cóclea o caracol y el sistema vestibular.

El oído externo se encarga de capturar el sonido y dirigirlo hacia la membrana timpánica. El oído medio actúa como un acoplador de impedancia acústica, y envía el sonido hacia el oído interno. El oído interno transduce la información mecánica en información eléctrica, la cual viaja a través del Nervio Auditivo hacia la corteza cerebral.

En las siguientes secciones se estudia la anatomía y funcionamiento de estas tres zonas del oído, así como la propagación y procesamiento del sonido a través de las mismas.

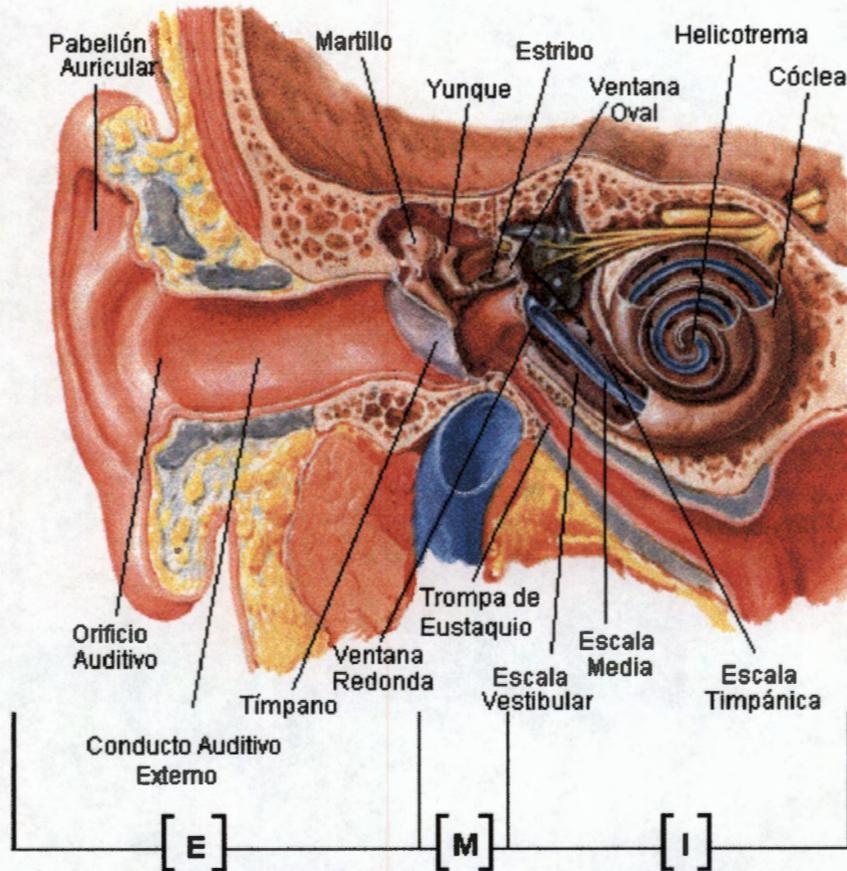


Figura 1. Anatomía del oído humano.

3.1.1 Oído externo

El oído externo está formado por el *pabellón auricular u oreja*, el cual dirige las ondas sonoras hacia el *conducto auditivo externo* a través del orificio auditivo. El otro extremo del conducto auditivo se encuentra cubierto por la *membrana timpánica o tímpano*, la cual constituye la entrada al oído medio. Está formado de piel y cartílago, se caracteriza por diversas protuberancias, surcos y depresiones, donde la *concha*, la más profunda de éstas, conduce directamente al conducto auditivo. La función del oído externo es la de recolectar las ondas sonoras y conducir las hacia el oído medio. Asimismo, el *conducto auditivo* tiene dos propósitos adicionales: proteger las delicadas estructuras del oído medio y minimizar la distancia del oído interno al cerebro, reduciendo el tiempo de propagación de los impulsos nerviosos [69].

En la figura 2 se observa el *pabellón* (1), el cual recoge el sonido y lo dirige hacia el *conducto auditivo externo* (2). En el adulto el *conducto auditivo externo* tiene aproximadamente 25 mm de largo y 7 mm de ancho. El conducto se estrecha hacia la mitad y vuelve a ensancharse cerca del *tímpano* (3). Las dos terceras partes internas del conducto auditivo externo son óseas, mientras que el primer tercio es cartilaginoso.

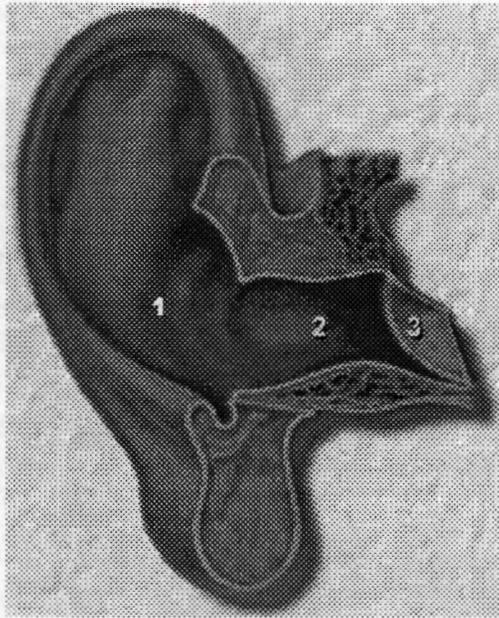


Figura 2. Oído externo.

El *cerumen* o cera es producido por glándulas que se encuentran en la mitad lateral del conducto auditivo externo. Este cerumen mantiene limpio y húmedo el conducto auditivo impidiendo la formación de bacterias y evitando que cuerpos extraños alcancen el tímpano.

La *membrana timpánica* es de apariencia translúcida con un espesor aproximado de 0.07 mm. Es de forma cónica, apunta hacia el interior del oído medio con una superficie promedio aproximada de 63 mm cuadrados y con un ángulo de inclinación con respecto al conducto auditivo externo de aproximadamente 150 grados. Está unida al conducto auditivo en su borde superior y posee mayor movilidad lateral en la parte inferior que en la superior. El tipo de movimiento que experimenta es de vaivén, haciéndola extremadamente sensible a sonidos de pequeña magnitud.

El conducto auditivo es un "tubo" de unos 2 cm de longitud, el cual influye en la respuesta en frecuencia del sistema auditivo. En este mismo sentido el pabellón auricular junto con la cabeza y los hombros, contribuye a modificar el espectro de la señal sonora.

El sonido que accede al conducto auditivo externo se difracta debido a la forma del pabellón auricular y la cabeza. Este efecto varía según el ángulo de incidencia y el contenido espectral de la señal, así el espectro de frecuencia del sonido que arriba al conducto auditivo es modificado debido a un fenómeno de difracción [51]. Estas alteraciones que generan crestas y valles en el espectro, son usadas por el sistema auditivo para determinar la procedencia del sonido en el llamado "plano medio" (plano imaginario perpendicular a la recta que une ambos tímpanos) [2] y [61].

3.1. 2 Oído Medio

El oído medio, figura 3, está constituido por una cavidad llena de aire, dentro de la cual se encuentran tres huesecillos, denominados *martillo*, *yunque* y *estribo*, unidos entre sí en forma articulada. Uno de los extremos del martillo se encuentra adherido al tímpano,

mientras que la base del estribo está unida mediante un anillo flexible a las paredes de la ventana oval, orificio que constituye la vía de entrada del sonido al oído interno.

Las variaciones de presión que se ejercen sobre la membrana timpánica originan el movimiento articulado del martillo, yunque y base del estribo; creando una onda de presión dentro del oído interno al comprimir y descomprimir el fluido localizado detrás de la ventana oval. Debido a que este fluido es prácticamente incompresible, la presión hidráulica que genera el fluido se alivia por el desplazamiento experimentado por la membrana de la ventana redonda. La máxima eficiencia de la cadena osicular se alcanza para niveles de presión sonora medios y bajos, reduciéndose para niveles altos; ésto se debe al modo de vibración de la base del estribo, a la presencia de los músculos del oído medio (estapedial y tensor del tímpano) y a su inervación por el VII par craneal (facial) cuya acción está controlada por el Sistema Nervioso Central, que en conjunto protegen al oído medio.

La cavidad del oído medio se comunica con la atmósfera a través de la *trompa de Eustaquio*, ducto de 35 mm de longitud y que comunica con la nasofaringe. Las funciones básicas de la Trompa de Eustaquio son igualar las presiones de aire en ambos lados de la membrana timpánica, permitir el paso del aire externo esencial para el metabolismo de los tejidos del oído medio y drenar los fluidos del oído medio hacia la nasofaringe [38].

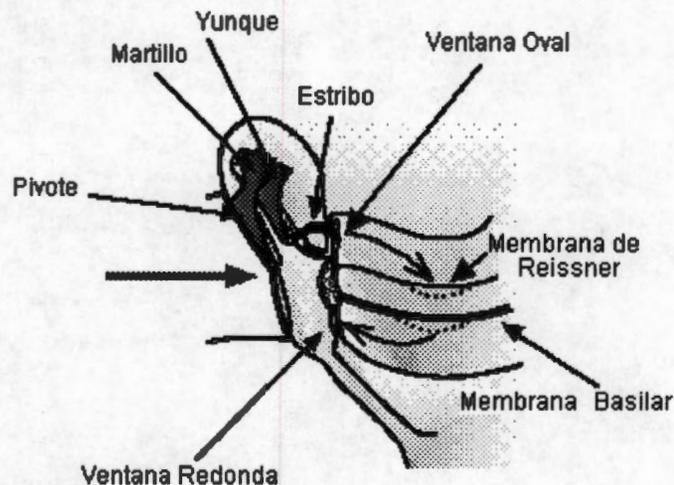


Figura 3. Propagación del sonido a través del oído medio e interno.

3.1.2.1 Propagación del sonido y acoplamiento de impedancias

El sonido se conduce a través del conducto auditivo hasta el tímpano. Los cambios de presión en la pared externa de la membrana timpánica, asociados a la señal sonora, hacen que la membrana vibre siguiendo las oscilaciones de la señal.

Las vibraciones del tímpano se transmiten a lo largo de la cadena osicular, la cual opera como un sistema de palancas [17] y [69], de tal forma que la base del estribo vibra en la ventana oval, figura 3. Este huesecillo se encuentra en contacto con uno de los fluidos contenidos en el oído interno; actuando como un mecanismo que transforma las vibraciones del aire en vibraciones del fluido.

Para lograr que la transferencia de potencia del aire al fluido sea máxima, debe efectuarse un acoplamiento entre la impedancia mecánica característica del aire y la del fluido, puesto que esta última es mucho mayor que la primera.

El equivalente mecánico del transformador es una palanca [69]; de ahí que la cadena osicular actúe como acoplador de impedancias. Por otra parte la relación entre las superficies del tímpano y de la base del estribo introduce un efecto de acoplamiento adicional, lográndose una transformación de impedancias del orden de 1:20 [51], minimizando las pérdidas por reflexión.

El máximo acoplamiento se obtiene en el rango de frecuencias medias, alrededor de 1 kHz [69]. En la figura 4 se representa en forma esquemática la transmisión del sonido del oído externo al interno, a través del oído medio.

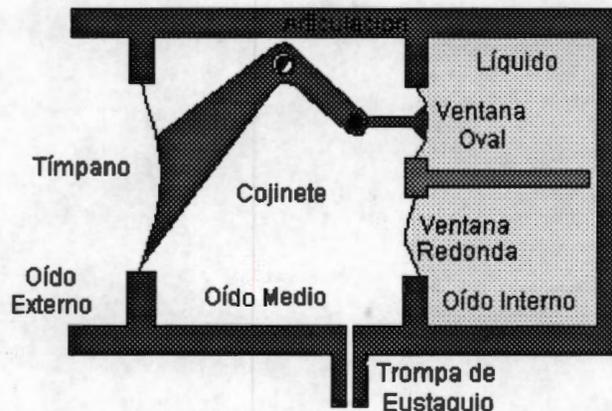


Figura 4. Esquema de la propagación del sonido a través del oído medio.

3.1.2.2 Reflejo estapedial

Cuando se aplican sonidos de gran intensidad ($> 90 \text{ dB}_{\text{SPL}}$) al tímpano, los músculos tensores del tímpano y el estribo se contraen de forma automática, modificando la característica de transferencia del oído medio y disminuyendo la cantidad de energía entregada al oído interno.

Este "control de ganancia" se denomina *reflejo estapedial*, y tiene como propósito proteger a las células receptoras del oído interno frente a sobrecargas que puedan llegar a destruirlas. Este reflejo no es instantáneo, tarda de 40 a 160 ms en producirse [17].

3.1.2.3 Respuesta en frecuencia combinada del oído externo y el oído medio

El conjunto formado por el oído externo y el oído medio forman un sistema cuya respuesta en frecuencia es de tipo pasabajas, como se muestra en la figura 5. En el intervalo cercano a los 4 kHz se observa un pequeño efecto de ganancia, debido a las características del conducto auditivo externo. El oído medio posee resonancias propias que significan poca amplificación para frecuencias inferiores a 100 Hz o mayores al intervalo de 2000 a 2500 Hz. Sin embargo, se ha definido que la óptima frecuencia de resonancia del oído medio es 550 Hz, razón por la cual, las pruebas de alta frecuencia en la exploración del oído medio están consideradas desde 600 Hz en adelante. Por otra parte el oído externo tiene una ganancia de aproximadamente 20 dB para el intervalo de

2000 Hz a 5000 Hz. A partir de lo anterior se puede afirmar que desde la parte más externa del oído hasta la base del estribo, el oído amplifica de 20 a 25 dB el intervalo de frecuencias comprendido de 100 a 5000 Hz [38]. Esta respuesta sólo es válida cuando el sistema auditivo se comporta de modo lineal; es decir, cuando la intensidad del sonido no es lo suficientemente elevada para despertar el reflejo estapedial.

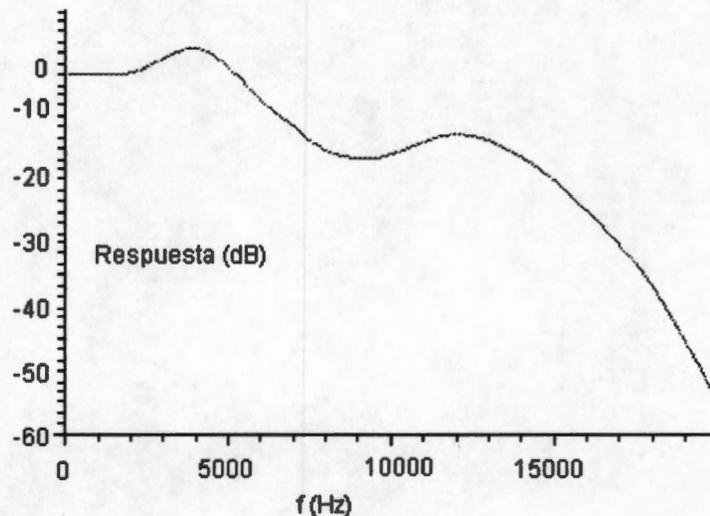


Figura 5. Respuesta en frecuencia combinada del oído externo y el oído medio [61].

3.1.3 Oído Interno

El oído interno representa el final de la cadena de procesamiento mecánico del sonido, y en él se llevan a cabo tres funciones primordiales: filtraje de la señal sonora, transducción y generación probabilística de impulsos nerviosos [16].

El oído interno está formado por una porción ósea externa, el *laberinto óseo*. Este se divide en tres partes: los *canales semicirculares (superior, lateral y posterior)*, el *vestíbulo* y la *cóclea*. Las primeras dos secciones alojan los órganos sensoriales del sistema vestibular, responsable del balance y postura del cuerpo. La *cóclea o caracol* es un conducto rígido en forma de espiral, figura 1, de unos 35 mm de longitud, lleno con dos fluidos de distinta composición.

3.1.3.1 Función coclear

Las respuestas fisiológicas que ocurren en la cóclea son el fundamento del proceso de la audición. El oído interno separa las frecuencias del estímulo sonoro en diferentes regiones espaciales del sistema auditivo, convirtiendo los cambios de presión en variaciones en las descargas de las neuronas auditivas, preservando una cierta cantidad de información de la señal acústica original. Esta decodificación de los sonidos dio origen a la teoría de la onda viajera, propuesta por von Békésy en 1949; aunque tiempo después no resultaba consistente con la información experimental obtenida que sugería la presencia de no linealidades significativas en las respuestas [24].

Con el descubrimiento de las Emisiones Otoacústicas [31], se establece la existencia de un proceso activo, generador de energía dentro de la cóclea. Proceso que más tarde se

ve confirmado con el descubrimiento de la motilidad de las células ciliadas externas por Brownell en 1983, el cual proporciona una sólida base física para el proceso activo.

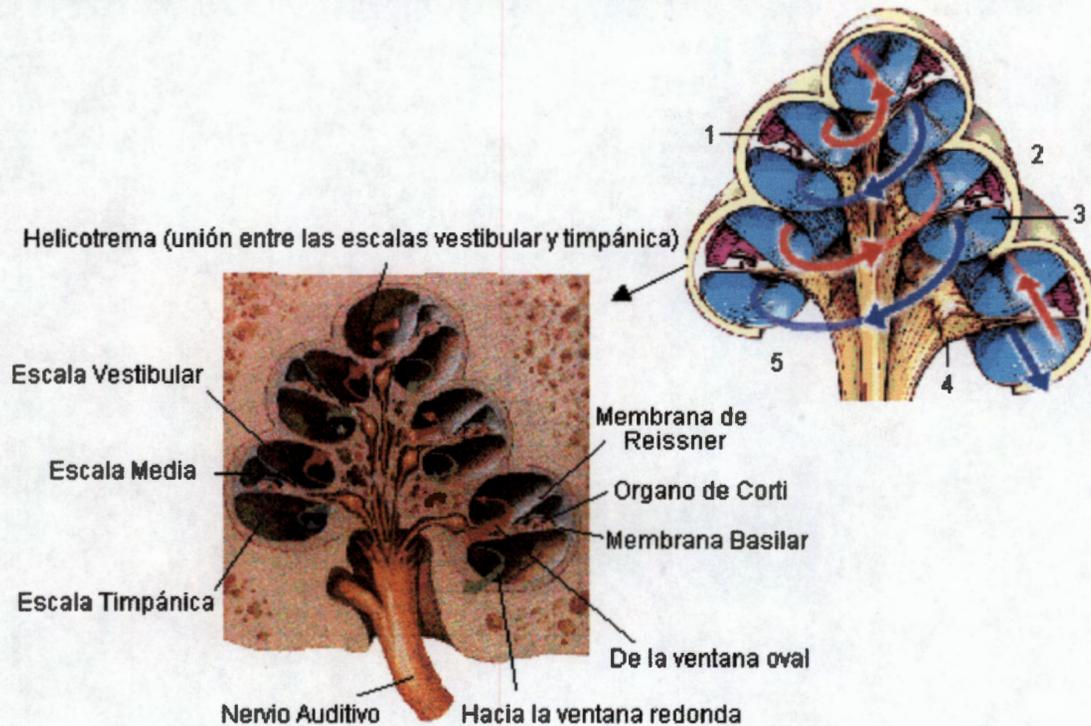


Figura 6. Corte seccional del modiolus. Se ilustran los diferentes compartimentos: escala vestibular, media y timpánica, ubicadas longitudinalmente en la cóclea. (1) Escala media, (2) Escala vestibular, (3) Escala timpánica, (4) Ganglio espiral y (5) Nervio auditivo.

3.1.3.2 Anatomía coclear

La *cóclea* es una cavidad larga del hueso temporal llena de fluido, alojando en su interior los órganos de la audición. Está enrollada en 2.5 vueltas en espiral. El extremo ancho que limita con el oído medio se denomina base, y termina en una delgada porción llamada *ápex*.

Las membranas *basilar* y *de Reissner* dividen a la cóclea en tres compartimentos o escalas, figura 6. Se denomina *escala vestibular* al espacio de fluido entre la membrana de *Reissner* y la pared superior ósea de la cóclea; *escala timpánica* al espacio de fluido entre la membrana basilar y la pared ósea inferior; y *escala media* o *ducto coclear* al espacio entre las dos membranas, figura 7. La escala media es elástica debido a que se encuentra rodeada por membranas, y responde a presiones desde cualquier lado mediante movimientos en la dirección apropiada.

Las escalas vestibular y timpánica, conteniendo perilinfa, fluido extracelular rico en sodio y bajo en potasio, se interconectan a través de una abertura situada en el vértice del caracol denominada *helicotrema*. La escala media, aislada y delimitada por las dos primeras contiene endolinfa, fluido extracelular bajo en sodio y rico en potasio.

Los espacios llenos de fluido del oído interno están separados por el volumen de aire del oído medio delimitado por las ventanas oval y redonda. La *ventana oval*, ubicada entre el oído medio y la escala vestibular está cubierta por la base del estapedio, el cual está

sostenido por el ligamento anular flexible que evita la salida de perilinfa de la escala vestibular y permite que el estapedio se mueva hacia adentro de la ventana oval. Cualquier movimiento del estapedio se transfiere a través de la ventana oval hacia la perilinfa. La *ventana redonda* provista de una delgada capa flexible, se encuentra en la escala timpánica al lado opuesto de la ventana oval. La distensión de la membrana de la ventana redonda compensa los cambios de presión de los fluidos cocleares debido a los movimientos de la membrana de la ventana oval. La transmisión de la onda creada dentro de la perilinfa debido a la acción de la base del estapedio se refleja en el desplazamiento de la *membrana basilar*, 0.2 mm de ancho en la base y 0.35 mm en el ápex, y 35 mm de longitud.

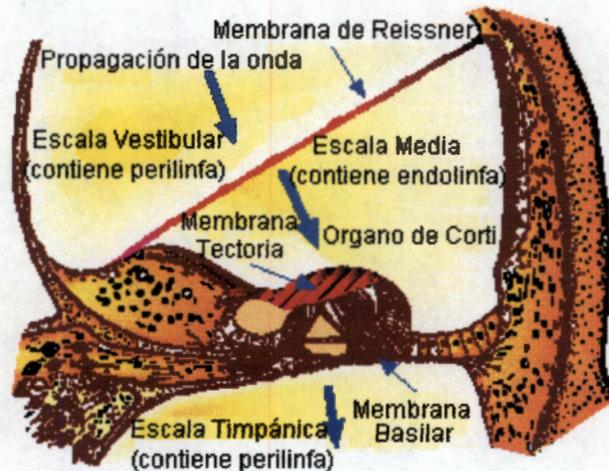


Figura 7. Corte transversal de un conducto de la cóclea.

3.1.3.1.3 Partición coclear

La membrana basilar está formada por fibras de tejido conectivo embebidas en una matriz acelular. En su parte superior se encuentran estructuras responsables directas de la función sensorial en la cóclea. Estas estructuras incluyen el epitelio sensorial conocido como *órgano de Corti*, figura 8, el cual se extiende desde el vértice hasta la base de la cóclea y contiene las células ciliadas que actúan como transductores de señales sonoras en impulsos nerviosos, y una estructura gelatinosa llamada *membrana tectoria*, ubicada sobre las células ciliadas y dentro de la cual se proyectan las prolongaciones o cilios de las células ciliadas externas.

La partición coclear mantiene la misma estructura básica a lo largo de toda la cóclea. Sin embargo, cambia conforme se avanza desde la base hasta el ápex. Es 10 veces más ancha en la base que en el ápex. Su masa es mayor en la base que en el ápex, debido principalmente al aumento en el número y el tamaño de las células de soporte en el órgano de Corti, y finalmente su rigidez es mayor en la base que el ápex.

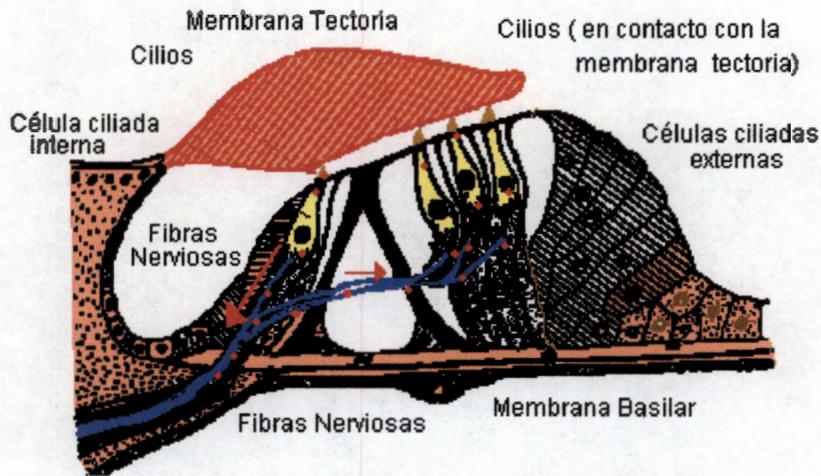


Figura 8. Órgano de Corti.

Las células sensoriales del órgano de Corti están embebidas en una matriz de células de soporte, las cuales dan volumen al órgano además de soportar las células sensoriales de la membrana basilar. Las células sensoriales y de soporte se encuentran organizadas en filas a lo largo de la longitud de la cóclea, ver figura 9. Las células sensoriales son llamadas células ciliadas debido a que la parte superior de cada una de ellas tiene un grupo de esterocilios (o vellosidades), los cuales se ubican en filas de longitudes crecientes.

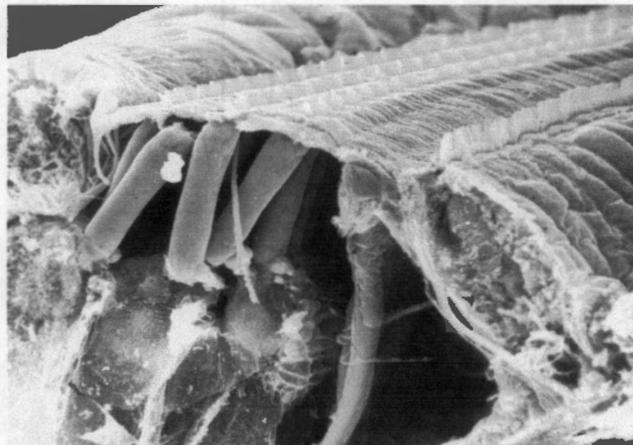


Figura 9. Distribución real de las células ciliadas externas e internas.

Hay dos tipos de células ciliadas. Una sola fila de *células ciliadas internas* (aprox. 3,500) [17] rodea las células de soporte cerca del *modiolo*, hueso central de la cóclea y tres filas de *células ciliadas externas* (aprox. 20,000) [17] cerca al borde externo del órgano de Corti, las cuales sólo tienen contacto con las células de soporte en sus extremos superior e inferior, y se hallan dispuestas en tres filas en forma de V. Los cuerpos cilíndricos y elongados de las células ciliadas externas se encuentran suspendidos en un espacio lleno de fluido dentro del órgano de Corti.

Como se observa en la figura 10, cada una de estas células posee cilios que brotan de su parte superior. Aproximadamente del 90 al 95% de las fibras nerviosas auditivas que llevan información hacia el cerebro están en contacto con las células ciliadas internas.

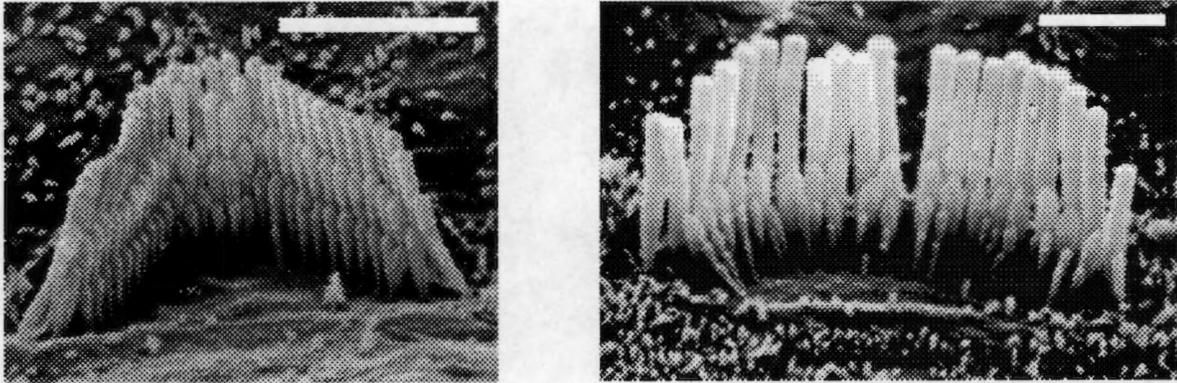


Figura 10. A la izquierda se observa una célula ciliada externa y a la derecha una célula ciliada interna.

Ambos tipos de células presentan conexiones o sinapsis con las fibras nerviosas aferentes y eferentes, las cuales conforman el nervio auditivo. Sin embargo, la distribución de las fibras es muy desigual: más del 90% de las fibras aferentes inervan a las células ciliadas internas, mientras que la mayoría de las 500 fibras eferentes inervan a las células ciliadas externas [17] y [69].

3.1.3.4 Propagación del sonido en la cóclea

Las oscilaciones del estribo, figura 3, provocan oscilaciones en la perilinfa de la escala vestibular. La *membrana de Reissner* que separa la escala vestibular de la escala media es sumamente delgada y en consecuencia, desde el punto de vista de la mecánica de fluidos los líquidos de ambas escalas pueden tratarse como una sola [6]. Así las oscilaciones en la perilinfa de la escala vestibular se transmiten a la endolinfa y de ésta a la membrana basilar, figura 7.

Puesto que tanto los fluidos como las paredes de la cóclea son incompresibles, la función de la ventana redonda compensa el desplazamiento de los fluidos "cerrando el circuito hidráulico" [37]. La propagación de las oscilaciones del fluido de la escala vestibular a la timpánica no sólo se lleva a cabo a través de la membrana basilar; sino que para sonidos de muy baja frecuencia, las vibraciones se transmiten a través del helicotrema.

En resumen, el sonido propagado a través del oído externo y medio llega hasta la cóclea, donde las oscilaciones en los fluidos hacen vibrar a la membrana basilar y a todas las estructuras que ésta soporta.

3.1.3.5 La cóclea como analizador en frecuencia

La membrana basilar es una estructura cuyo espesor y rigidez no es constante: cerca de la ventana oval, la membrana es gruesa y rígida, pero a medida que se acerca hacia el vértice de la cóclea se vuelve más delgada y flexible.

La rigidez decae casi exponencialmente con la distancia a la ventana oval; esta variación de la rigidez en función de la posición afecta la velocidad de propagación de las ondas

sonoras a lo largo de ella [2] y [37], y es responsable en gran medida de la selectividad en frecuencia del oído interno.

3.1.3.5.1 Onda viajera y transformación de frecuencia a posición

Las ondas de presión generadas en la perilinfa a través de la ventana oval tienden a desplazarse a lo largo de la escala vestibular. Debido a que el fluido es incompresible la membrana basilar se deforma. La ubicación y amplitud de dicha deformación varía en el tiempo a medida que la onda de presión avanza a lo largo de la cóclea.

Cuando se excita al sistema auditivo con una señal sinusoidal de una frecuencia dada, la membrana basilar vibrará sinusoidalmente, con una amplitud de vibración que irá en aumento a medida que se aleja de la ventana oval, hasta llegar a un punto en el cual la deformación de la membrana basilar sea máxima. En este punto de "resonancia", la amplitud de vibración es máxima, significando una máxima transmisión de la energía de la onda al fluido de la escala timpánica en dicho punto.

A partir de esa región, la onda no puede propagarse eficientemente [37], de modo que la amplitud de la vibración se atenúa muy rápidamente a medida que se acerca al helicotrema. En la figura 11 se observa la onda en la membrana basilar en un instante de tiempo.

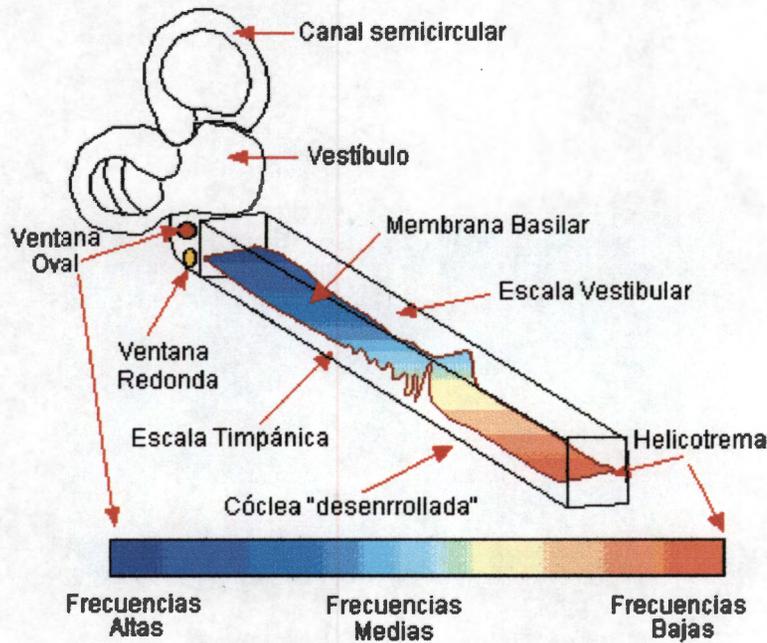


Figura 11. Onda viajera en la membrana basilar.

En este modo de propagación, las ondas de presión son ondas viajeras, en las cuales (a diferencia de las ondas estacionarias) no existen nodos [69]. En la figura 12 se observa la amplitud de oscilación de la membrana basilar en dos instantes de tiempo, junto con la envolvente de la onda viajera, en función de la distancia al estribo.

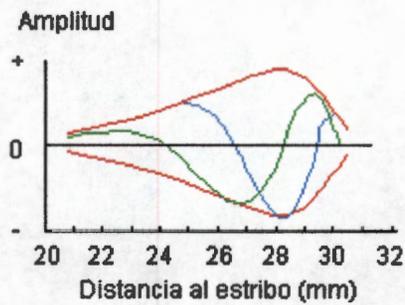


Figura 12. Ondas viajeras para un tono de 200 Hz.

La ubicación del máximo de la envolvente de la onda viajera depende de la frecuencia de la señal sonora, como puede observarse en la figura 13; mientras menor es la frecuencia del tono, mayor es la distancia que viaja la onda a lo largo de la membrana antes de ser atenuada, y viceversa. De esta forma, la membrana basilar distribuye las distintas componentes de una señal de espectro complejo en posiciones bien definidas respecto a la ventana oval [69].

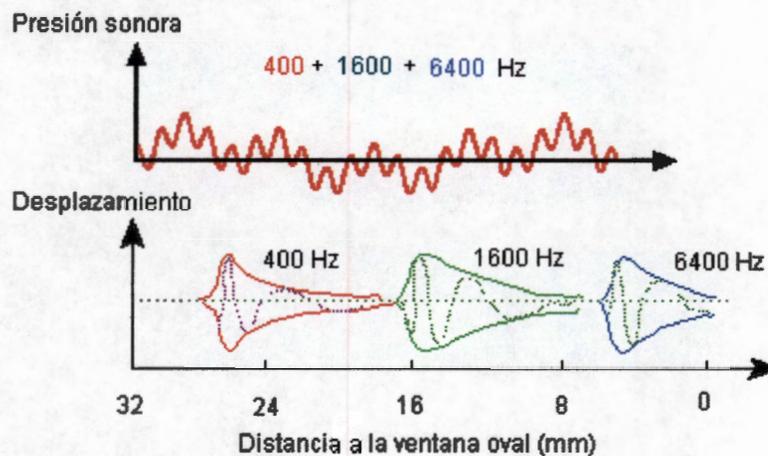


Figura 13. Transformación de frecuencia a posición en la membrana basilar.

3.1.3.5.2 Selectividad en frecuencia de la membrana basilar

Las altas frecuencias contenidas en un estímulo sonoro se atenúan a medida que la onda se desplaza hacia el helicotrema. Así, se puede considerar a la membrana basilar como un filtro pasabajos de parámetros distribuidos [37].

En la figura 14 se observa la distribución tonotópica de frecuencias de la membrana basilar. Donde a lo largo de la membrana basilar se distribuyen las frecuencias audibles para el ser humano. Desde la base, 20 KHz, hasta el ápex, 50 Hz.

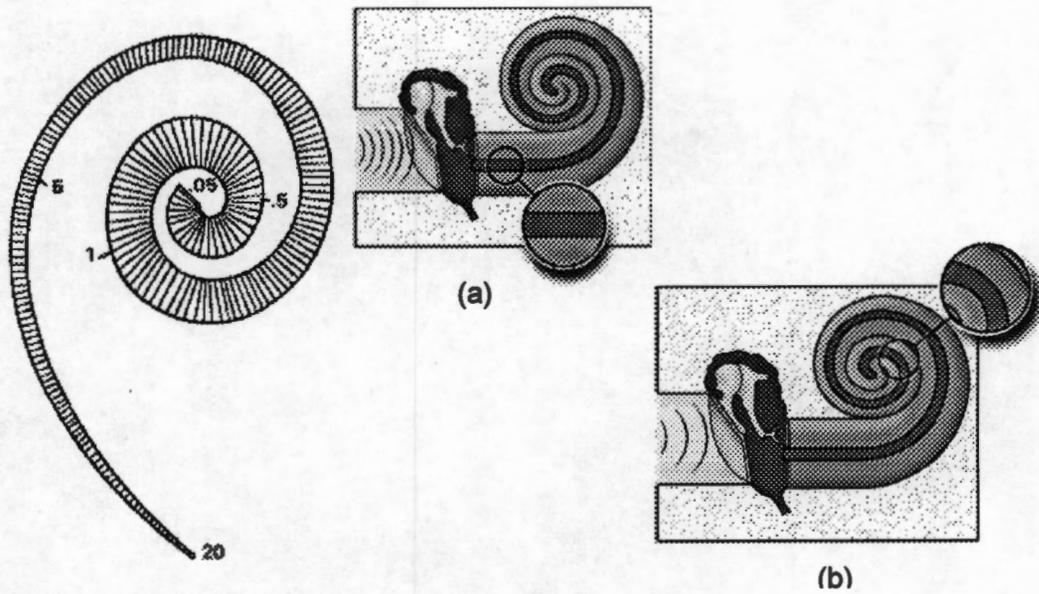


Figura 14. Distribución tonotópica de la membrana basilar. Observe la porción de la membrana que se desplaza a altas (a) y bajas (b) frecuencias.

3.1.3.6 Mecanismo de transducción

El proceso de transducción o conversión de señal mecánica a electroquímica se desarrolla en el órgano de Corti. Las vibraciones de la membrana basilar hacen que ésta se mueva en sentido vertical. A su vez la membrana tectoria, ubicada sobre las células ciliadas vibra igualmente; sin embargo, dado que los ejes de movimiento de ambas membranas son distintos, el efecto final es el de un desplazamiento "lateral" de la membrana tectoria con respecto a la membrana basilar. Como resultado, los cilios de las células ciliadas externas se "flexionan" hacia un lado u otro (hacia la derecha, en la figura 15, cuando la membrana basilar "sube").

En el caso de las células internas, aun cuando sus cilios no están en contacto directo con la membrana tectoria, los desplazamientos del líquido y su alta viscosidad (relativa a las dimensiones de los cilios) hacen que dichos cilios se doblen también en la misma dirección [37].

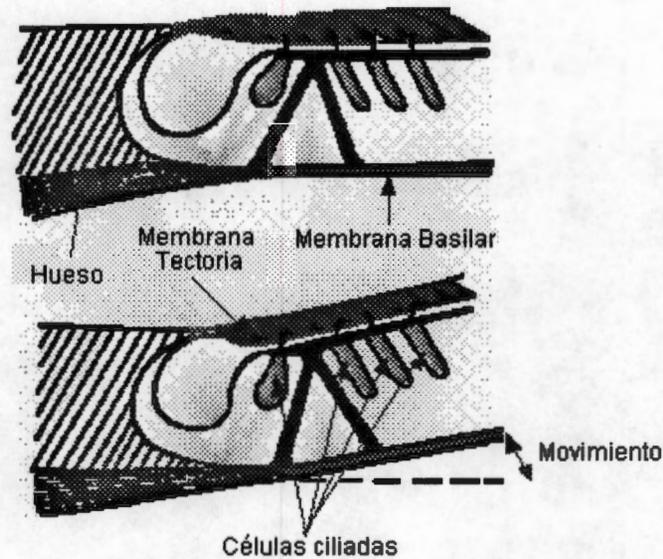


Figura 15. Desplazamiento relativo de las membranas basilar y tectoria.

3.1.3.6.1 Células ciliadas y potenciales eléctricos

La diferencia fundamental entre los dos fluidos de la cóclea, perilinfa y endolinfa, se debe a las distintas concentraciones de iones en los dos fluidos. De esta manera, la endolinfa se encuentra a un potencial eléctrico ligeramente positivo, figura 16, respecto a la perilinfa [69].

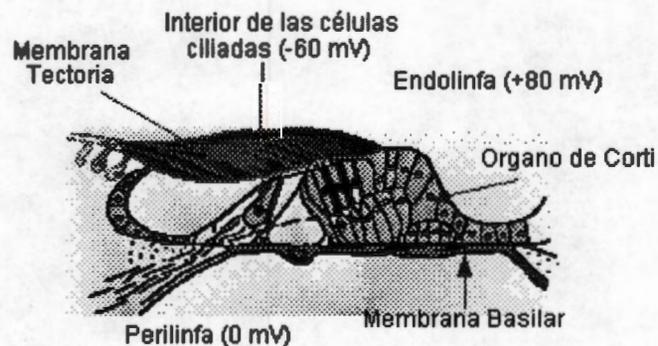


Figura 16. Potenciales eléctricos en el órgano de Corti y los fluidos de la cóclea.

Por otro lado, los movimientos de los cilios en una dirección determinada (hacia la derecha, en la figura 15) hacen que la conductividad de la membrana de las células ciliadas aumente [16]. Debido a las diferencias de potencial existentes, los cambios en la membrana modulan una corriente eléctrica que fluye a través de las células ciliadas. Por consiguiente, la disminución en el potencial interno de las células internas provoca la activación de los terminales nerviosos aferentes, generándose un impulso nervioso que viaja hacia el cerebro. Por el contrario, cuando los cilios se flexionan en la dirección opuesta, la conductividad de la membrana disminuye y se inhibe la generación de dichos impulsos.

Se pueden mencionar dos aspectos de este proceso de transducción: primero, que la generación de impulsos nerviosos es un fenómeno probabilístico; segundo, que el proceso se comporta como un rectificador de media onda [52], puesto que la probabilidad de activación de las fibras nerviosas "sigue" a las porciones "positivas" de la señal sonora (equivalentes a desplazamientos hacia "arriba" de la membrana basilar, figura 15), mientras que se hace cero en las porciones "negativas" de la onda.

3.1.3.6.2 Interacción entre células ciliadas internas y externas

Las fibras aferentes están conectadas en su mayoría con las células ciliadas internas, que son los verdaderos "sensores" del oído. Por el contrario, el papel de las células ciliadas externas, más numerosas que las internas, consiste en ser elementos móviles que pueden modificar las oscilaciones en la membrana basilar [37].

La actuación de las células ciliadas externas parece ser la siguiente [16], [37] y [69]: para niveles de señal elevados, el movimiento del fluido que rodea los cilios de las células internas es suficiente para doblarlos, y las células externas se saturan. Sin embargo, cuando los niveles de señal son bajos, los desplazamientos de los cilios de las células internas son muy pequeños para activarlas; en este caso, las células externas se "alargan", aumentando la magnitud de la oscilación hasta que se saturan.

Este es un proceso no lineal de realimentación positiva de la energía mecánica, de modo que las células ciliadas externas actúan como un control automático de ganancia, aumentando la sensibilidad del oído.

Este nuevo modelo del mecanismo de transducción indica que el conjunto formado por la membrana basilar y sus estructuras anexas forman un sistema activo, no lineal y con realimentación [69], y permite explicar dos fenómenos asociados al oído interno: los productos de distorsión, tono generado a partir de dos tonos de distinta frecuencia por un elemento no lineal que contiene un término cúbico [51], y las "emisiones otoacústicas", las cuales consisten en tonos generados en el oído interno en forma espontánea o estimulada [31], y que pueden llegar a ser audibles.

3.1.3.6.3 Selectividad en frecuencia de la cóclea

Debido a la acción de filtraje de la membrana basilar, cada célula transductora procesa una versión del estímulo sonoro filtrada de modo diferente [37]. Esta acción de filtrado de la membrana basilar por sí sola equivale a la de filtros cuya respuesta en frecuencia es relativamente "ancha". Ahora bien, la realimentación positiva provocada por las células ciliadas externas contribuye a aumentar la selectividad del sistema auditivo.

Esto puede comprobarse midiendo la respuesta de una única fibra nerviosa ante variaciones en la frecuencia y la amplitud del estímulo sonoro [16]; las curvas de sintonía así obtenidas indican una respuesta de tipo pasabanda mucho más angosta que la debida al efecto de la membrana basilar como elemento pasivo. Adicionalmente, experimentos recientes han permitido determinar que la selectividad del oído interno es virtualmente idéntica a la selectividad del sistema auditivo en su totalidad, estimada por métodos psicoacústicos [16].

3.1.3.6.4 Microfónica coclear y Potencial de acción

La función del oído interno se puede resumir de la siguiente manera: primero, realiza un análisis en frecuencia de la energía sonora de entrada; y segundo, transduce energía mecánica en energía eléctrica por medio de las células ciliadas.

La respuesta del órgano de Corti a la fuerza mecánica de corte es generar una corriente alterna, denominada *microfónica coclear*, resultado de los cambios de polarización originados por la flexión de las células ciliadas en ambos sentidos. Esta despolarización e hiperpolarización se deben a los movimientos hacia arriba y abajo de la membrana basilar que originan movimientos similares en los cilios de células ciliadas externas. La microfónica coclear es una réplica eléctrica del sonido de entrada si éste es inferior a los 85 dB_{SPL}; por encima de esta intensidad no hay una correspondencia uno a uno con el estímulo acústico de entrada.

Aún no se conoce con certeza el proceso responsable de generar impulsos neurológicos en las fibras nerviosas sensoriales. Unos piensan que la microfónica coclear estimula las fibras nerviosas y las dispara. Otros piensan que la microfónica coclear es un producto intermedio del proceso, y que una reacción química en la base de la célula ciliada es esencial para el proceso de transducción. Otros más piensan que la distorsión mecánica de las células ciliadas es responsable de la generación del impulso nervioso. En todos los casos, el impulso neurológico, que se genera posterior a la acción de corte, se conduce por la rama auditiva del VIII nervio craneal hacia el sistema nervioso central.

Cuando una neurona auditiva es estimulada por la célula ciliada que descansa sobre ella, se producen cambios de potencial en la superficie de la neurona, *potencial de acción*. La magnitud de este potencial de acción es directamente proporcional a la intensidad del estímulo acústico de entrada.

La cóclea tiene un *sistema eferente* que recibe información desde el cerebro para elevar los umbrales de audición. Aunque hay más fibras aferentes que eferentes dentro de la cóclea, existe un delicado balance que cumple funciones de retroalimentación.

El complejo proceso que permite al oído analizar e interpretar la energía mecánica suministrada por el estribo no es bien conocido. De las teorías desarrolladas, ninguna toma en cuenta todos los eventos que ocurren en el proceso de la audición, la mayoría de ellas hacen referencia principalmente a la percepción de la altura (pitch). Se puede hablar concretamente de dos teorías: la *Teoría Tonotópica* y la *Teoría de Frecuencia*.

La Teoría Tonotópica plantea que la cóclea sirve como transductor de energía y analizador de frecuencia e intensidad. Así mismo afirma que la cóclea está organizada topológicamente de acuerdo con la frecuencia. De otra forma, para cada frecuencia que el oído es capaz de percibir, existe un lugar específico en la cóclea que es sensitivo a esa frecuencia, así como fibras nerviosas asociadas encargadas de llevar el mensaje neurológico al sistema nervioso central.

La Teoría de Frecuencia plantea que la discriminación de la altura (pitch) es una capacidad que puede incrementarse con el entrenamiento, probando con esto que es un proceso aprendido. Debido a que el aprendizaje es un comportamiento central, no se puede asociar a ningún órgano periférico y por tanto no se puede asignar a la cóclea.

3.1.3.6.5 Nervio Auditivo

Los potenciales de acción generados por las fibras del nervio auditivo son potenciales de todo o nada, alcanzando el 100% de su amplitud en 1 a 2 mseg, para posteriormente regresar a su estado de reposo. Estas fibras tienen una actividad espontánea a manera de espigas aleatorias de descarga, que cuando aumenta un 20% para una intensidad sonora dada de frecuencia específica, se habla de un *umbral* para esa *frecuencia característica*. Posteriormente, aunque aumente la intensidad del estímulo por encima del umbral, la amplitud de las espigas no cambia.

Desde que las fibras nerviosas auditivas salen de la parte central ósea de la cóclea o modiollo, mantienen un arreglo ordenado en su camino hacia el cerebro. El haz de fibras nerviosas que comprenden la rama coclear del nervio auditivo está organizado de tal forma que las fibras que tienen frecuencias características altas están localizadas alrededor del perímetro, mientras que las fibras que tienen frecuencias características bajas comprenden el núcleo del nervio coclear. Implica que el nervio auditivo está organizado, como la membrana basilar, correspondiendo a cada frecuencia característica un lugar dentro del haz de fibras nerviosas.

Únicamente fibras de la región basal de alta frecuencia responden sincronamente a la presentación del estímulo, constituyendo la principal componente del potencial de acción del nervio auditivo. Esos disparos darán la contribución más importante al potencial de acción del nervio. En consecuencia, el potencial de acción del nervio no representa la actividad de todo el nervio sino refleja principalmente la respuesta de las fibras sincronas de alta frecuencia asociadas con la base de la cóclea.

3.1.4 Procesamiento a nivel neuronal

Los impulsos nerviosos generados en el oído interno contienen información codificada acerca de la amplitud y el contenido espectral de la señal sonora; estos dos parámetros están representados por la tasa con la que se suceden impulsos y la distribución de los mismos en las distintas fibras, respectivamente [16].

Las fibras nerviosas aferentes llevan esta información hasta diversos lugares del cerebro [17]. En éste se encuentran estructuras de mayor o menor complejidad, encargadas de procesar distintos aspectos de la información. Las fibras nerviosas eferentes se encargan de conducir la información desde la corteza o el tallo hacia la periferia. La actividad eléctrica de los potenciales de acción que se generan en la rama coclear del nervio auditivo se propaga hacia la corteza cerebral vía el *Sistema Nervioso Central Auditivo*.

La figura 17 esquematiza la vía ascendente del SNC, donde se observa que todas las fibras que provienen de la cóclea terminan en el *núcleo coclear* del mismo lado. A partir de ese punto hay varios caminos posibles, pero la mayoría de las fibras se cruzan al lado opuesto en algún punto del SNC auditivo, de tal manera que la actividad del oído derecho se refleja principalmente en el lado izquierdo de la corteza cerebral y viceversa. Este entrecruzamiento no es completo. Desde el complejo olivar superior hasta la corteza cerebral existe actividad generada en los dos oídos. Todas las fibras ascendentes terminan en el cuerpo genicular medio antes de ascender hacia corteza [23].

Aunque la complejidad anatómica y fisiológica aumenta a medida que se asciende en el SNC, al parecer se conserva la organización tonotópica; en el tallo y corteza cerebral existe un ordenado mapeo de frecuencias.

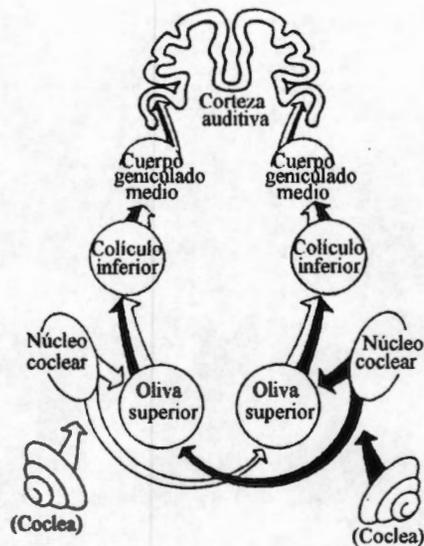


Figura 17. Vías aferentes del Sistema Nervioso Central Auditivo. Las flechas negras corresponden a la información proveniente del oído derecho y las blancas a la información del oído izquierdo

3.2 EMISIONES OTOACÚSTICAS (EOA)

Kemp [31] demostró que la cóclea emite energía y que ésta puede registrarse a través de vibraciones acústicas dentro del conducto auditivo externo, proporcionando evidencia de la existencia de procesos mecánicos activos dentro de la cóclea. Las EOA son *energía de audiofrecuencia* registrada a nivel del conducto auditivo como una manifestación de procesos mecánicos activos no lineales en el interior de la cóclea, que reflejan el estado de integridad de las células ciliadas externas; responsables de la selectividad en frecuencia de la cóclea [9], [40], [64].

Las EOA proporcionan un método no invasivo y objetivo de estudiar detalladamente aspectos mecánicos de la función coclear. Se piensa evidencian una fuga de energía de la onda viajera debido a alguna perturbación mecánica. Para que la EOA ocurra debe existir un componente mecánico activo asociado a la membrana basilar que sea responsable del proceso inverso de transducción del sonido, el cual debe causar una vibración de la membrana basilar que se transmite hacia el exterior de la cóclea y llegue a la membrana timpánica, y de allí al conducto auditivo. Ver figura 18.

Las cuatro regiones del sistema auditivo que contribuyen a la generación o al registro de las EOA son el conducto auditivo externo, el oído medio, la cóclea y el sistema auditivo eferente, figura 18. Las dos primeras regiones constituyen el mecanismo conductivo, encargado de capturar y conducir la energía sonora desde el medio ambiente hasta el mecanismo sensorineural, formado por la cóclea y el VIII nervio craneal. La cóclea se encarga de convertir la energía sonora que entra en impulsos eléctricos, los cuales viajan a través del VIII nervio hacia corteza cerebral. Esta última forma junto con el tallo cerebral el mecanismo central, encargado del reconocimiento e integración de la información auditiva.

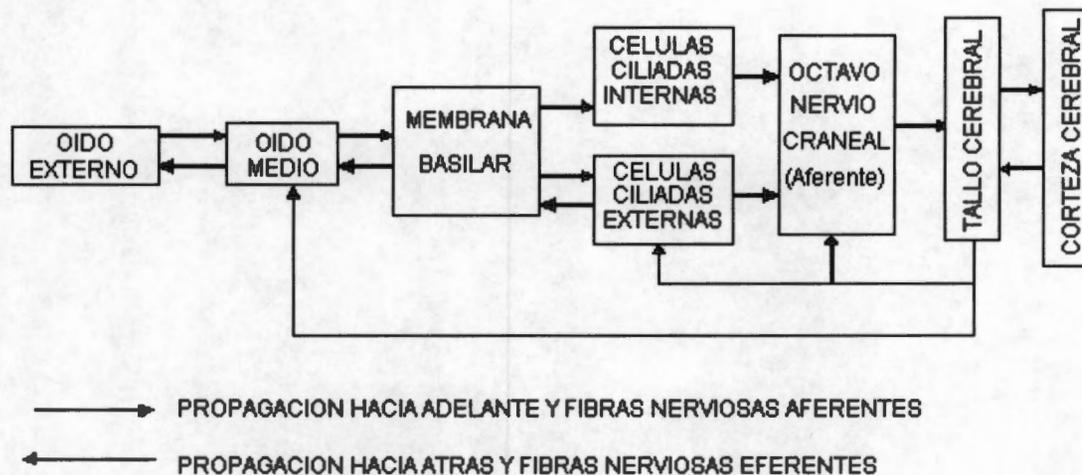


Figura 18. Flujo de información de las EOA.

Para un estímulo acústico que se presenta a través del conducto auditivo, es posible registrar diversas respuestas a lo largo de la cadena auditiva. Así se habla de pruebas de admitancia a nivel de conducto auditivo externo, ecograma para oído interno, potenciales evocados auditivos de tallo cerebral (PEATC) para el octavo nervio craneal y tallo cerebral o bien de potenciales evocados auditivos de latencia larga (PEALL) cuando se exploran niveles altos de la corteza auditiva.

En el caso de las EOA, el estímulo acústico se presenta al conducto auditivo externo y la respuesta, también de naturaleza acústica, se registra también en el conducto. Así que el conducto auditivo externo juega un doble papel en la medición de las EOA.

Los estímulos acústicos llegan al oído como ondas sonoras que viajan a través del aire. Estas ondas deben convertirse en vibraciones mecánicas antes de que la energía llegue al oído interno. Los estímulos acústicos pasan de un medio con baja impedancia como es el aire a otro de alta impedancia representado por los fluidos cocleares. Este desbalance de impedancias es compensado por oído medio, incrementando la sensibilidad de la audición. La acción de acoplamiento de impedancias se logra mediante mecanismos como la diferencia de diámetros entre la membrana timpánica y la base del estribo, que junto con el sistema oscular favorecen la propagación de energía desde el conducto auditivo hasta el oído interno, incluyendo desde luego el estímulo utilizado en la medición de las EOA [24]. La medición de EOA no sólo depende de la propagación de energía hacia adelante sino también hacia atrás, desde la cóclea hacia el conducto auditivo externo, en donde se pierden hasta 15 dB de la energía de las EOA. Teniendo en cuenta esta estimación de disipación de energía y los valores de amplitud de las EOA de 25 dB o más en algunos sujetos jóvenes, se podría pensar que la respuesta de la cóclea es de alrededor de 40 dB, valor similar al asociado al aumento de la sensibilidad auditiva atribuido a la amplificación coclear generada por la motilidad de las células ciliadas externas [24].

La disfunción del oído medio causará serios efectos en la amplitud de las EOA. Cuando no hay EOA en un sujeto o son anormales, se debe pensar en una disfunción del oído medio antes de pensar en la posibilidad de que la cóclea no esté funcionando bien; lo

anterior también aplica para sujetos con umbrales audiométricos dentro del rango de normoyentes [24].

En la clínica, para evaluar el estado de audición de un neonato o un niño, se relaciona la EOA con el estado del oído medio; es decir, si las EOA son normales se concluye que el funcionamiento del oído medio es normal y que la función coclear no tiene ningún problema. Si las EOA no son normales o no aparecen, entonces se debe proceder a realizar otro tipo de pruebas audiológicas como los PEATC y la impedanciometría [24].

3.2.1 La cóclea y la generación de las EOA

En la figura 8 se observa el diagrama de la escala media, en la cual se encuentra alojado el órgano de Corti, en donde se muestran algunas de las estructuras cocleares que juegan un papel directo o indirecto en la audición y en la generación de las EOA.

Se cree que las EOA son el resultado de compresiones y rarefacciones del aire en el conducto auditivo debidos al movimiento de la membrana timpánica producido por el oído interno. Antes de 1977 no se pensaba que la vibración de la membrana timpánica debida a la cóclea era parte del proceso normal de audición. Actualmente se sabe que la sensibilidad de la cóclea se debe al manejo activo de la energía sonora que recibe; al dirigir los componentes de frecuencia del sonido a las células sensoriales adecuadas.

Von Bekesy, el primero en describir la onda viajera, observó que ésta tiende a desaparecer antes de alcanzar su pico máximo de vibración. Este flujo de energía que viaja a través de la cóclea toma varios milisegundos en recorrer aproximadamente los 30 mm de longitud promedio. Recientemente se ha demostrado que la onda viajera crece cientos de veces conforme viaja hasta exceder la vibración que entra en la cóclea a través de la ventana oval. Este rápido crecimiento de la energía de la onda viajera sólo se encuentra en cócleas saludables donde las células ciliadas externas se encuentran en perfectas condiciones. Cualquier daño o enfermedad de la cóclea tiende a deprimir el tamaño de la onda rápidamente. Conduciendo a una disminución de la sensibilidad y elevación del umbral auditivo.

Al parecer la cóclea no emplea toda la energía de la onda viajera. Una parte de la energía de esta onda regresa a actuar sobre el oído medio en vez de actuar sobre las células sensoriales. Aunque lo anterior significa una pérdida de energía desde el punto de vista de función coclear, es de gran valor en audiología, ya que brinda una forma de detectar la presencia de una onda viajera fuerte.

La onda que regresa impacta sobre la ventana oval causando el movimiento del oído medio y con ésto, el de la membrana timpánica. Las oscilaciones del oído medio se manifiestan en el interior del conducto auditivo externo. Cuando el conducto auditivo se sella con la sonda de la EOA se genera una presión sonora sustancial conforme el pequeño volumen de aire atrapado se comprime y descomprime periódicamente debido a la acción de la membrana timpánica. El nivel de presión sonora con el que se registran las EOA puede alcanzar los 30 dB SPL.

Las EOA poseen características derivadas de su origen en la onda viajera. Primeramente, como estas vibraciones se originan a partir de un estímulo sonoro externo, pueden contener la misma información espectral además de sincronizarse con el estímulo de entrada. Segundo, emerge con un retardo de algunos milisegundos. Finalmente, como

la fuerza interna de la onda viajera se debe a la acción de las células ciliadas con el órgano de Corti, exhiben las características típicas biológicas de no linealidad y saturación. Lo anterior da origen a dos características importantes de las EOA. La amplitud de salida de las EOA llega a un punto de *saturación* conforme se aumenta el nivel de estimulación, a la vez que se genera distorsión por intermodulación [7]. Debido a lo anterior, las emisiones generadas pueden contener componentes de frecuencia que no están presentes en la excitación y que son generadas internamente por un proceso de distorsión. Esto es, con un nivel de estimulación de 10 dB_{SPL} el nivel de la emisión puede ser de 5dB_{SPL}. Si el nivel del estímulo se eleva a 40 dB_{SPL}, la emisión sólo aumentará a 15 dB_{SPL}.

3.2.2 Utilidad de las EOA

Debido a que las EOA son producto natural de la onda viajera coclear, su registro a nivel del conducto auditivo ayuda a confirmar el buen funcionamiento de una gran parte del sistema auditivo periférico. Las EOA presentes en el conducto auditivo se deben al movimiento de la membrana timpánica, confirmando la movilidad normal de la cadena de huesecillos del oído medio. En contraste con la timpanometría, donde la movilidad de la ventana oval y del estribo son elementos tan importantes para el resultado final como lo es la movilidad de la membrana timpánica; sin embargo las EOA no miden la función del oído medio. Estas son una *medida del nivel de actividad dentro de la cóclea* relativa a la onda viajera.

La presencia de EOA confirma que el ambiente anatómico y fisiológico general del oído interno está en condiciones de normalidad. Esto incluye la membrana basilar, el órgano de Corti y el sistema de las células ciliadas externas. Las EOA se ven disminuidas cuando este último sistema no funciona correctamente. Desde que Kemp describió por primera vez las EOA, muchos investigadores se han interesado en utilizarlas como una herramienta clínica que permita identificar sujetos con pérdidas auditivas [27], [33] y [46].

3.2.3 Clases de EOA

Las EOA pueden ser de dos tipos, espontáneas o transientes evocadas. Las EOA espontáneas (EOAE) se presentan de forma continua en ausencia de estimulación externa; mientras que las EOA Transientes Evocadas (EOATE) se producen por diferentes tipos de estimulación acústica. Existen dos tipos de EOATE, las que se obtienen con estímulos transientes como los click's y las que se obtienen con tonos ráfaga. Otros tipos de EOATE son los productos de distorsión y las EOA estímulo frecuencia.

3.2.3.1 Emisiones Otoacústicas Espontáneas

Las EOAE se observan en el 40 a 60% de los oídos sanos, en un intervalo de frecuencias entre 1000 y 5000 Hz. Estas emisiones se registran utilizando una sonda que contiene un micrófono de alta sensibilidad y bajo ruido de fondo, ya que el nivel de presión sonora promedio de estas emisiones es menor a 20 dB_{SPL} por encima del ruido de fondo, específicamente se ubican en un intervalo de -5 a 15 dB_{SPL}. La sonda se coloca dentro del conducto auditivo y se registran los niveles de presión sonora que refleja el oído interno, figura 19.



Figura 19. Sonda de prueba para el registro de EAOE conteniendo micrófono de registro y oliva para sellar el volumen de aire contenido en el conducto auditivo.

Las EAOE tienen un ancho de banda inferior a los 30 Hz y proporcionan información acerca de la función coclear constituyendo una herramienta útil en el estudio de la mecánica coclear; sin embargo, no pueden ser utilizadas clínicamente debido a que la ausencia de EAOE no implica un mal funcionamiento de la cóclea, ni significa una disfunción auditiva.

En un registro típico de EAOE aparece una espiga a una determinada frecuencia, que sobresale del ruido de fondo presente en el conducto auditivo, figura 20. El ruido se debe a movimientos del sujeto, a la respiración y al flujo sanguíneo, entre otros. Sin embargo se sabe que este ruido se ubica principalmente a frecuencias bajas (<1000 Hz).

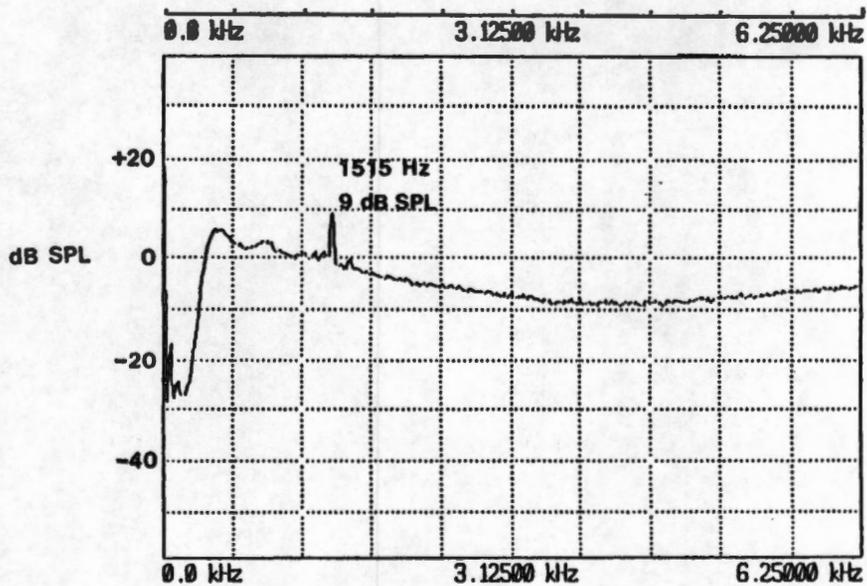


Figura 20. Registro de SOAE en un sujeto normal.

Las EAOE se registran predominantemente en oído izquierdo [24] en el doble de casos son más frecuentes de encontrar en mujeres; bilaterales con múltiples espigas a

diferentes frecuencias en un mismo oído; se presentan con mayor frecuencia en neonatos, infantes y jóvenes, no encontrándose en personas mayores de 50 años. Los sujetos con EOAE tienen umbrales de audición 3 dB mejores respecto de los que no presentan EOAE. No se registran EOAE en personas con umbrales de audición mayores a 30 dB_{HL}.

3.2.3.2 Emisiones Otoacústicas Transientes (EOAT)

Las EOAT son energía acústica liberada por la cóclea dentro del conducto auditivo [14]. Su existencia indica el funcionamiento normal de las células ciliadas externas [30], además de significar que los umbrales de audición son menores o iguales a 30 dB_{HL} en el rango de frecuencias de 0.5 a 4 KHz [48].

Las EOAT se encuentran en el 98% de los sujetos normales sin importar sexo ni edad [35], [48] y [58]. El ancho de banda donde aparecen va de 500 a 6000 Hz, su latencia disminuye conforme aumenta la frecuencia de estimulación. Algunos trabajos han reportado específicamente el uso de EOAT con tonos [15], [49], [60] y [68].

Cuando las EOAT se generan mediante estímulos de alta frecuencia estas exhiben más energía de alta frecuencia y menores latencias [41]. La relación entre la frecuencia de los tonos ráfaga y la latencia de las EOAT, obedece aproximadamente a lo siguiente: 4000 Hz a 5 ms; 3000 Hz a 7 ms; 2000 Hz a 9 ms; 1000 Hz a 12 ms; y 500 Hz a 15 ms [30]. Es importante recordar que cuando se estimula con tonos, el espectro de las EOA está limitado a la energía que coincide con el ancho de banda del estímulo.

3.2.3.2.1 Tipo de estimulación

3.2.3.2.1.1 Clicks.

Presentados con una intensidad de entre 0 a 50 dB, producen emisiones en un amplio ancho de banda, permitiendo explorar la cóclea en su conjunto. El ancho de banda donde aparecen las emisiones está delimitado por la respuesta en frecuencia del audífono y de la calidad del ajuste de la sonda de registro dentro del conducto auditivo. La relación entre el espectro del estímulo del click con el registro de la EOAT ha sido claramente demostrado experimentalmente [41]. La energía de alta frecuencia de las EOA evocadas con clicks se genera a latencias cortas, mientras que la energía de baja frecuencia se genera a latencias largas [14].

Es posible que aún cuando el estímulo sea adecuado, no se encuentren EOAT o bien estas sean anormales, indicando una probable disfunción coclear; sin embargo no debe olvidarse que no es posible registrar EOAT normales en una cóclea normal si el estímulo pierde energía en ciertos intervalos de frecuencia. Aumentar la intensidad del estímulo con objeto de obtener mejores respuestas incrementa la distorsión de la respuesta. Sin embargo, es posible incrementar la energía acústica del sonido sin incrementar demasiado la distorsión utilizando tonos.

3.2.3.2.1.2 Tonos.

Los tonos ráfaga tienen un ancho de banda angosto y su energía se concentra alrededor de la frecuencia central del tono. Para explorar la cóclea con este tipo de estímulos es necesario variar las frecuencias centrales dentro del rango de frecuencias de 500 a 6000 Hz [47].

3.2.3.2.2 Presentación de la estimulación para el registro de EOAT

Para obtener las componentes no lineales de las EOAT es necesario realizar un procedimiento de cancelación lineal, esta cancelación se puede realizar de dos maneras. Un procedimiento fuera de línea donde para una cierta intensidad se almacena un promedio de estímulos, posteriormente almacenar otro promedio de estímulos con el doble de amplitud del primer grupo y la mitad de la ganancia. Seguidamente se restan los dos promedios. De esta manera se cancelan los componentes que tienen crecimiento lineal con la misma amplitud, conservando solamente los componentes no lineales, figura 21.

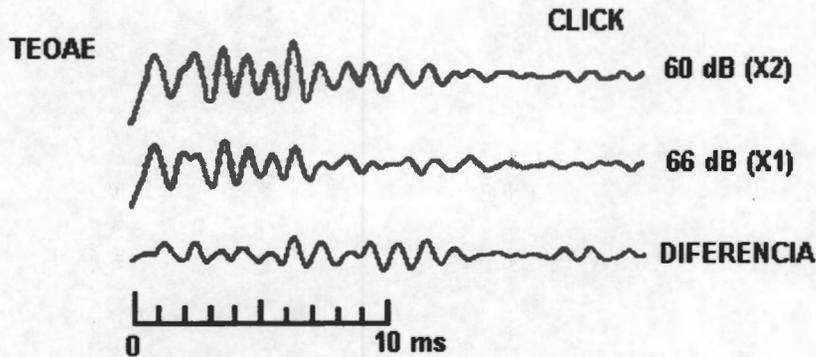


Figura 21. Método de registro de las EOAT mediante la manipulación matemática de emisiones.

Otro procedimiento es tomar un subconjunto de cuatro estímulos click's, los tres primeros de igual amplitud y una misma polaridad más un cuarto de polaridad opuesta y de una amplitud tres veces la de los primeros. Sumando las respectivas respuestas a estos cuatro estímulos da por resultado la cancelación de la componente lineal de la respuesta, quedando solamente las componentes no lineales, figura 22.

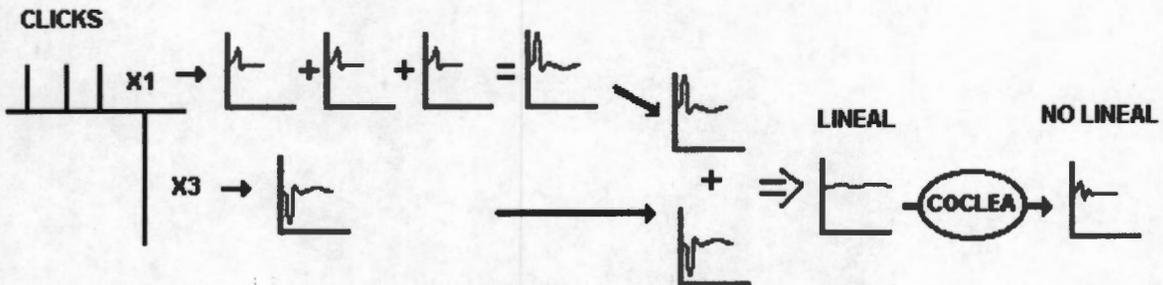


Figura 22. Excitación empleada por el equipo ILO-96 para la obtención de EOAT a estimulación con click's.

3.2.3.2.3 Nivel de intensidad del estímulo

La presencia o ausencia de EOAT así como la correlación entre formas de onda y amplitud de las emisiones a cada una de las frecuencias de interés está determinada por la intensidad del estímulo. Desde 1978 Kemp señaló que para intensidades de estimulación bajas se observaba un crecimiento lineal en la amplitud de las EOAT.

Posteriormente otros autores confirmaron que la función de entrada/salida de las EOAT es lineal para bajos niveles de intensidad y demostraron saturación a niveles altos de estimulación [32], [65], [66] y [70]. La intensidad que por omisión presenta el equipo ILO-96, es de aproximadamente 84 dB SPL pe, siendo la que actualmente se emplea en la clínica y en la mayoría de los trabajos de investigación reportados.

3.2.3.2.4 Tasa de estimulación e intervalo inter-estímulo

Existe un gran número de estudios acerca de los parámetros de adquisición y del tipo de estímulo utilizado en la clínica para el registro de PEATC; sin embargo hay muy pocos estudios acerca de estos parámetros en el registro de EOAT. De los pocos artículos que se encuentran sobre el tema, todos están limitados a estudios en adultos normales a tasas de repetición de 60 estímulos / segundo [1], [21] y [31].

En un estudio acerca del efecto del intervalo inter-estímulo utilizado en las EOAT, Lina-Granade y Collet (1995, 1997) realizaron un estudio en adultos normales y encontraron una reducción significativa en la amplitud de las EOAT en función del aumento en la tasa de estimulación desde 50/segundo hasta 1000/segundo, con una disminución en los intervalos inter-estímulo de 20 ms a menos de 1 ms, respectivamente. Otros investigadores [32], [44], [62] y [63] han demostrado la disminución en amplitud de las EOAT a tasas de estimulación elevadas e intervalos inter-estímulo pequeños. Debido a que las EOA son respuestas preneurales, no se puede hablar de una adaptación neuronal asociada como en el caso de los PEATC, de ahí que los mecanismos cocleares deban ser los responsables de estos efectos. Existen dos posibles explicaciones a estos cambios, una recuperación incompleta de la adaptación de los procesos fisiológicos de las células ciliadas externas y una activación del sistema auditivo eferente ipsilateral [24].

3.2.3.2.5 Registro de EOAT

Se utiliza una sonda que posee una bocina que envía el estímulo y un micrófono que registra el nivel de presión sonora, combinación del estímulo y la emisión, ver figura 23. El estímulo -click o pip- se presenta de manera repetida y la salida de la sonda se amplifica y promedia.

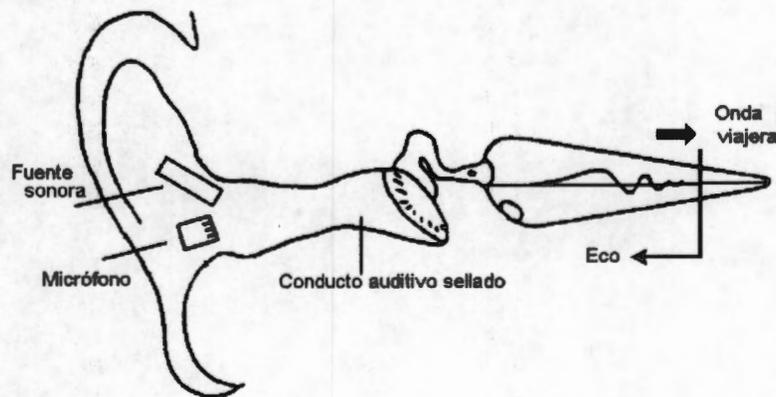


Figura 23. Instrumentación para el registro de EOAT.

Para el registro de la EOA es necesario ajustar la sonda dentro del conducto auditivo del sujeto. Para este propósito el equipo ILO-96 tiene la prueba "checkfit" que se auto ejecuta antes de iniciar el registro. Las razones de este ajuste previo son: 1) En el dominio del tiempo, generar un estímulo libre de oscilaciones; 2) En el dominio de la frecuencia, conseguir que el espectro del estímulo sea plano; 3) Un nivel de estimulación adecuado a la edad del sujeto (neonato, infante o adulto) y 4) Un bajo nivel de ruido en el conducto auditivo.

El ruido es un problema a vencer en el registro de EOA, siendo un factor determinante para la obtención de un buen o mal registro. En general, todos los equipos de EOA tienen una guía para facilitar el ajuste de la sonda dentro del conducto auditivo del sujeto y debe existir una prueba de verificación de la calidad del ajuste de la sonda, antes de comenzar a adquirir datos.

Una vez se ha controlado el nivel de ruido y se ha obtenido un buen estímulo tanto en tiempo como en frecuencia, se procede a realizar la prueba. Durante el registro se presenta una gráfica de la excitación y de la intensidad con la que se presenta al sujeto, permitiendo observar de forma continua el buen ajuste de la sonda. Al finalizar la prueba, se observan varias ventanas con información acerca del estímulo, nivel de ruido durante el registro y de la respuesta, ver figura 24.

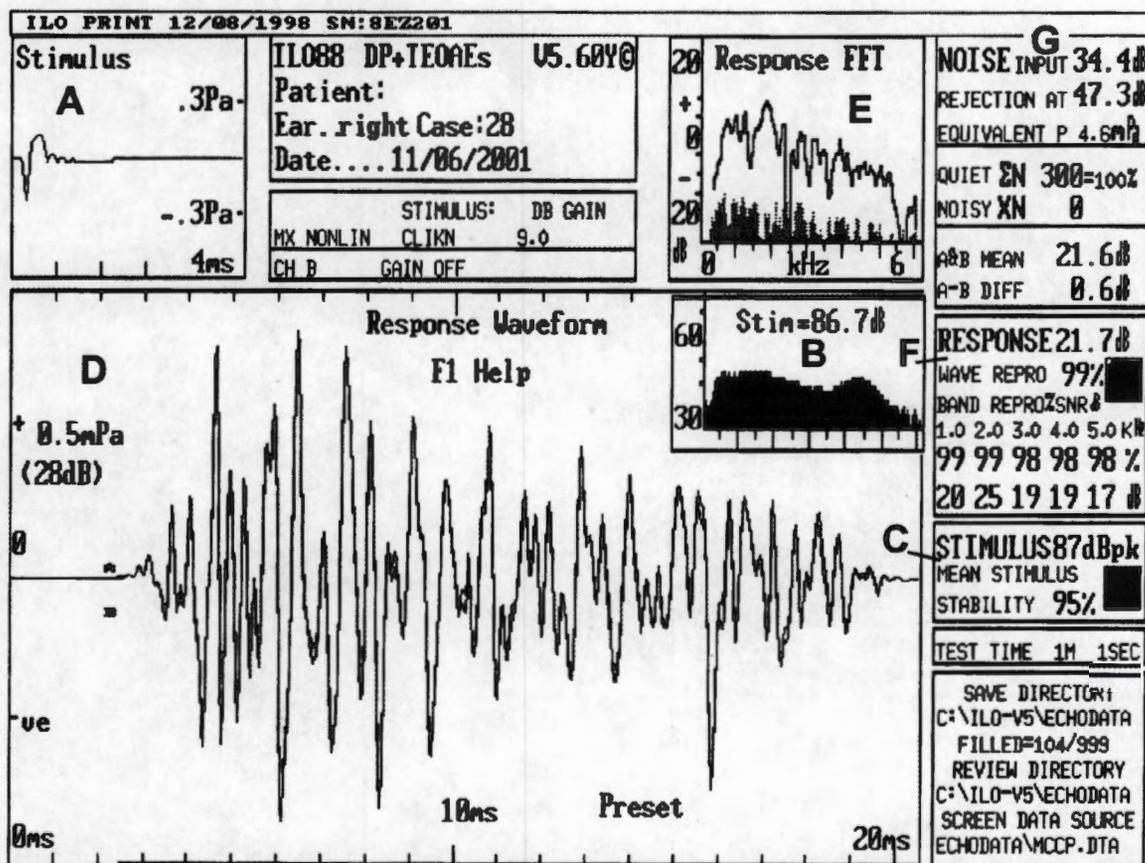


Figura 24. Pantalla de resultados del registro de EOAT utilizando el ILO 96. En el recuadro (A) se observa el estímulo en el tiempo, y en el recuadro (B) en la frecuencia. En el recuadro (C) se encuentra la intensidad de estimulación durante la prueba, junto con el porcentaje de estabilidad del estímulo. En el recuadro (D) se observa la EOAT en el tiempo, y en el (E) su respectivo espectro.

Diversos autores han citado analogías entre las EOA y el PEATC. Por ejemplo, ambas técnicas son electrofisiológicas; tanto las EOA como los PEATC requieren de promediación para ser detectadas; la amplitud de los dos tipos de respuesta aumenta con la intensidad del estímulo y las dos pruebas son componentes valiosas en una batería de pruebas audiológicas completa.

3.2.3.2.6 Interpretación de los registros de EOAT

Los parámetros más importantes a considerar en una prueba de EOAT son la estimulación, la respuesta y el nivel de ruido durante el registro. Como se observa en la figura 24, los parámetros asociados al estímulo son: (A) la ventana de estimulación en tiempo y (B) en frecuencia, junto con (C) la ventana del Estímulo. Las ventanas asociadas a la respuesta son: (D) EOAT en el tiempo, (E) en la frecuencia, y (F) la Respuesta. Por último el ruido de fondo reportado en la ventana (G).

Con relación al estímulo, es importante que el estímulo presente dos deflexiones, una positiva y una negativa, con poca o nada de actividad subsecuente. No se deben generar estímulos de muy baja intensidad o con muchas deflexiones subsecuentes. En cuanto al espectro de este estímulo, debe ser lo más plano posible en el rango de frecuencias de 0 a 6000 Hz; ya que de lo contrario, se pueden generar registros que indiquen una disfunción coclear en sujetos que en realidad no la presentan. La intensidad del estímulo debe ser cercana a los 80 dB _{SPL} _{pe}. También se debe prestar atención a la estabilidad del estímulo, cambios en la intensidad del estímulo durante el registro debido a movimientos del sujeto o de la sonda dentro del conducto auditivo. Con un sujeto tranquilo y cooperador, el registro de la EOA tarda alrededor de 1 minuto, con 300 estímulos. Si el sujeto está intranquilo y se presenta ruido de fondo superior al umbral, se descartan varios estímulos, razón por la cual la prueba puede llegar a tomar el doble de tiempo.

El análisis de la respuesta se puede realizar en tiempo, de manera visual como se realiza con los PEATC, ya que hay una cierta morfología que confirma la aparición de la respuesta. En esa ventana se observan dos formas de onda superpuestas, las cuales corresponden a las respuestas generadas de manera alterna cuando se presentan los bloques de estimulación. Entre más parecidas sean las dos respuestas, mejor es el registro, ya que hay mayor respuesta de la cóclea y menos nivel de ruido. Lo anterior se refleja en la reproducibilidad, que no es otra cosa que el grado de correlación existente entre las dos respuestas. Los primeros milisegundos de la respuesta reflejan la actividad producida por las regiones basales de la membrana basilar, mientras que los últimos milisegundos reflejan la actividad de las regiones apicales. El análisis en frecuencia de la respuesta brinda información adicional generalmente desde 0 hasta 4000 Hz. En el espectro de la respuesta es importante observar el nivel de ruido durante el registro en función de la frecuencia. Se calcula la magnitud de la respuesta por encima del nivel de ruido registrado durante la prueba, y se presenta en dB _{SPL} _{pe} durante el registro en general, así como también en bandas de diferentes frecuencias.

3.2.3.3 Productos de distorsión (EOAPD)

Dentro de las EOA, los productos de distorsión (EOAPD) son respuestas evocadas no lineales. Se refiere a las frecuencias obtenidas en la respuesta que no estaban contenidas en la estimulación. La frecuencia de los productos de distorsión se relaciona con las frecuencias de los dos estímulos primarios, llamados f_1 y f_2 , mediante expresiones algebraicas simples. Las propiedades no lineales de la cóclea son responsables de la

generación de estas distorsiones. Las EOAPD consisten en una energía acústica a frecuencias específicas que se detecta sobre un ruido de fondo en el espectro de potencia de la señal del conducto auditivo externo. Las frecuencias de estimulación son llamadas frecuencias primarias, y las frecuencias del producto de distorsión son sumas y restas de esas frecuencias. En oídos humanos, la mayor EOAPD se encuentra en la frecuencia descrita por la expresión $2f_1 - f_2$, ver figura 25. La amplitud de la EOAPD depende de las amplitudes de los estímulos primarios.

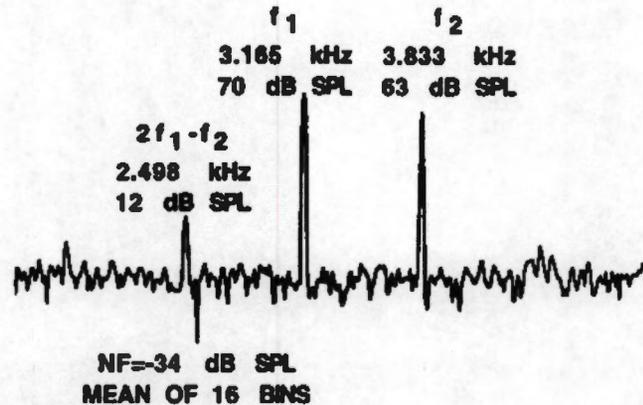


Figura 25. EOAPD en un sujeto con audición normal. Se presentaron dos tonos a 3.165 KHz y 3.833 KHz y se generó un tercer tono a 2.498 KHz.

3.2.3.4 EOA Estímulo - Frecuencia.

Se generan durante estimulación continua con un tono ráfaga de baja intensidad en un rango de frecuencias entre 800 y 2800 Hz. Representan una respuesta evocada de estado estacionario. Su amplitud crece no lineal al aumento en la intensidad del estímulo. Este tipo de EOA ha sido poco estudiado, pero se presentan en la mayoría de oídos sanos; aunque son difíciles de registrar en sujetos que presentan EOAT de poca amplitud. Permiten la exploración del oído en un ancho de banda de 800 a 2000 Hz únicamente.

3.3 LOS POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS (PEA)

3.3.1 Antecedentes

En ausencia de estimulación sensorial, el sistema nervioso central (SNC) genera actividad neuroeléctrica aleatoria y espontánea. Esta actividad eléctrica basal o electroencefalograma (EEG) es la que se registra mediante electrodos de superficie o de aguja. Mediante la promediación de épocas de EEG relacionados con estímulos sensoriales específicos, auditivos, visuales, somatosensoriales, etc., es posible extraer dichos eventos de la actividad espontánea del EEG.

Berger fue el primero en monitorear y registrar la actividad del EEG espontáneo generada por el SNC humano a nivel de cuero cabelludo; posteriormente Loomis, Harvey y Hobart reportaron alteraciones de los patrones del EEG humano al introducir estimulación sensorial, a la que inicialmente se denominó Complejo K [6] y [36].

Davis, Davis, Loomis, Harvey y Hobart describieron los PEA que obtuvieron en sujetos en estado de alerta y de sueño, demostrando que la introducción de estímulos auditivos repetitivos permite registrar pequeños cambios en la actividad espontánea del EEG [12]. Estos PEA eran más robustos cuando se registraban en vértex por lo cual fueron llamados "Potenciales V".

Los PEA se generan cuando se presenta al oído del sujeto un estímulo acústico. Representan la contribución de numerosos eventos neurales de la vía auditiva, donde la respuesta viaja desde su origen en la vuelta basal de la cóclea hasta la corteza auditiva [28]. Tienen una reconocida importancia en el establecimiento de la integridad funcional de la vía auditiva dentro del sistema nervioso central y periférico.

Las formas de onda del PEA se generan a partir de un proceso de promediación, y sus componentes se identifican de acuerdo a su latencia, tiempo de aparición posterior a la presentación del estímulo y amplitud.

Los PEA se clasifican de acuerdo a su latencia en tres grupos, figura 26:

- 1) Potenciales evocados auditivos de latencia corta. Son de origen presináptico, generados en el oído interno por las células ciliadas y post-sináptico como respuesta del nervio auditivo. También se originan en las sinapsis de la vía auditiva en el tallo cerebral y en el tálamo. Aparecen dentro de los 10 ms posteriores a la presentación del estímulo acústico, dividiéndose a su vez en dos grupos:
 - a) Microfónica coclear, potencial suma y el potencial de acción del VIII nervio craneal (0 – 2 ms).
 - b) Potenciales evocados auditivos de tallo cerebral (2 – 10 ms).
- 2) Potenciales evocados auditivos de latencia media. Generados en el tálamo y la corteza auditiva. Se encuentran de 10 a 50 ms posteriores a la presentación del estímulo acústico.
- 3) Potenciales evocados auditivos de latencia larga. Aparecen entre los 50 y 350 ms posteriores al estímulo. Se dividen en: lentos (50 – 300 ms), asociados a las áreas primarias y secundarias de la corteza cerebral; y tardíos (más de 300 ms), asociados a las áreas primarias y de asociación de la corteza cerebral.

3.3.2 Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral (PEATC)

Los PEATC son considerados una consecuencia de la investigación realizada en la exploración de la microfónica coclear (MC), el potencial de acción compuesto (PA) y la respuesta cortical.

Los potenciales cocleares fueron registrados por primera vez en 1930 por Wever y Bray y se han utilizado en la clínica desde comienzos de los 60's. El registro clínico de estos potenciales, conocido como electrococleografía (EcochG), involucra el uso de un electrodo colocado en el promontorio, en el conducto auditivo, o cerca de la membrana timpánica. Los potenciales registrados con EcochG incluyen la MC, el potencial suma (PS), incremento del voltaje basal ocurrido cuando se realiza una estimulación auditiva con un tono puro, y el potencial de acción del VIII nervio (PA).

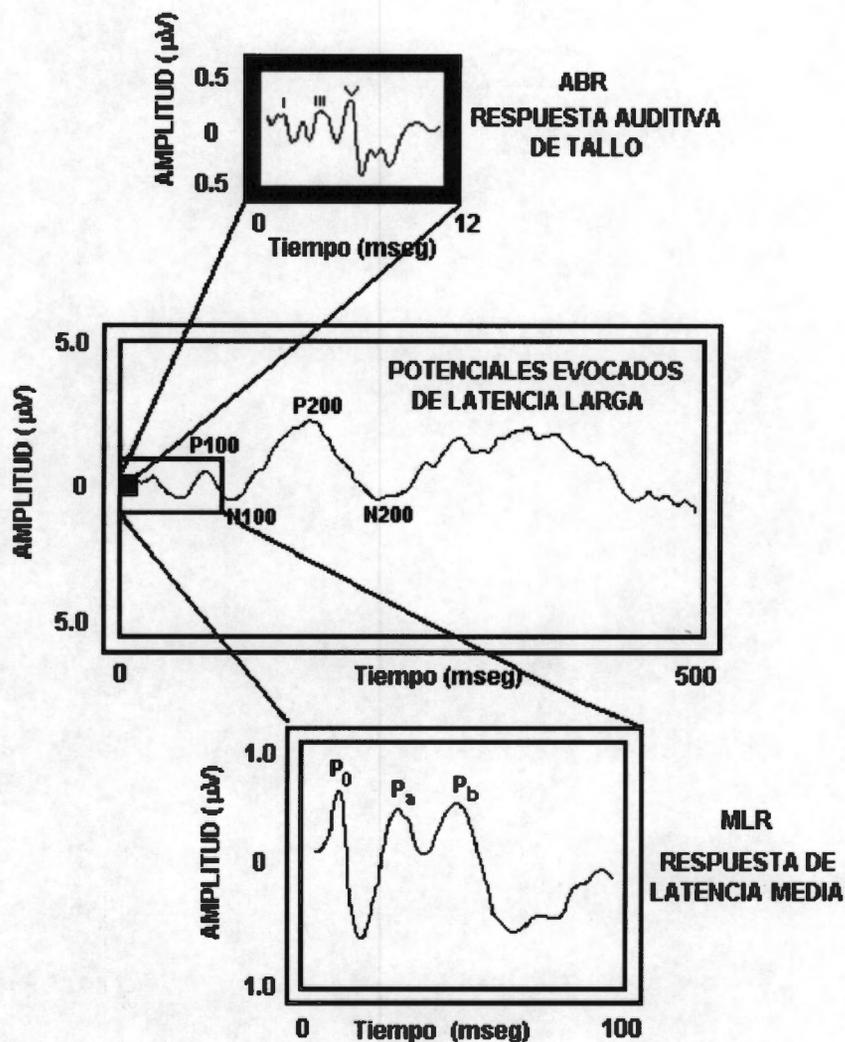


Figura 26. Clasificación de los Potenciales Evocados Auditivos en función de su latencia de aparición.

Cuando se estimula a la cóclea el potencial eléctrico basal se altera; la MC y el PS varían de acuerdo a la frecuencia de estimulación. Ambos potenciales encuentran un máximo a una cierta frecuencia particular que corresponde al desplazamiento pico de la envolvente de la onda viajera en ese punto de la cóclea [50], ver figura 27.

Por debajo de la frecuencia característica, los potenciales decaen lentamente, mientras que por encima de esta frecuencia los potenciales exhiben un rápido decaimiento en amplitud. La MC y el PS se originan en las células ciliadas externas. Se sabe que si estas células se encuentran destruidas y las células ciliadas internas intactas, la amplitud de la MC disminuye cerca de 40 dB [11]. En la MC la frecuencia del estímulo es reproducida por la cóclea como un modelo de fluctuación de voltaje, tal y como lo hace un micrófono; por esta razón, la reproducción eléctrica de la señal es conocida como MC, mientras que en PS se observa un corrimiento en el voltaje basal. Al momento del registro estos dos potenciales se obtienen de manera simultánea en forma mezclada.

En 1967, se registró el PEATC utilizando electrodos de superficie en un intento de encontrar una técnica no quirúrgica de evaluar el PS [56], y posteriormente identificaron y describieron el origen de los PEATC registrados en la superficie del cráneo utilizando estimulación con clicks [29]. Los PEATC son la manifestación de la descarga sincrónica de neuronas del sistema nervioso central y periférico, como respuesta a un estímulo auditivo externo.

Los PEATC representan la actividad eléctrica generada por el VIII nervio craneal, los centros neuronales y tractos dentro del tallo. Su registro se logra colocando electrodos en el cuero cabelludo y estimulando el oído con señales auditivas breves, como pulsos (click's) o tonos ráfaga (pip's). Se promedian las ondas adquiridas de 2 a 12 ms después de la estimulación, sincronizando en el tiempo la ocurrencia del estímulo con la digitalización de la respuesta neuronal. Tienen una amplitud 0.1 y 0.5 μV , mientras los potenciales tardíos tienen amplitudes entre 5 y 10 μV .

Clínicamente se aplican en la identificación de anomalías neurológicas del VIII nervio craneal y tallo cerebral, así como en la estimación del umbral auditivo. Aunque los PEATC no son una prueba de audición, es posible utilizarlos para inferir el umbral de audición.

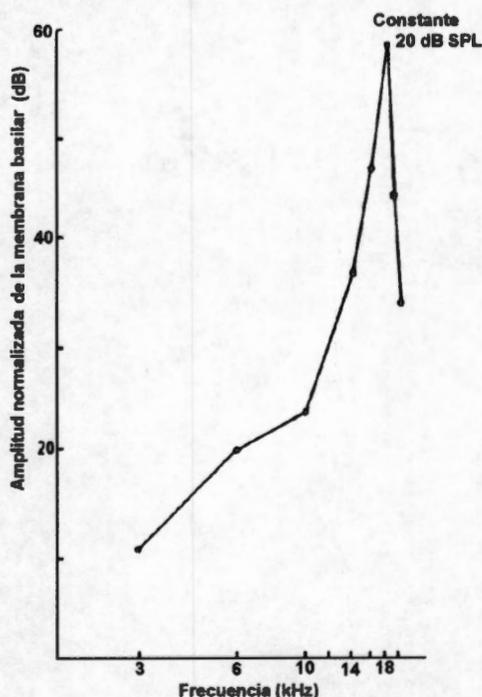


Figura 27. Desplazamiento de la membrana basilar producido a varias frecuencias de estimulación en una región de la cóclea cerca de la base.

3.3.2.1 Características de un PEATC normal

La forma de onda de los PEATC está caracterizada por cinco a siete picos positivos en vertex que ocurren en un período de tiempo de 1.4 a 8 ms posteriores a la presentación del estímulo. Los picos del PEATC son sumas de voltaje correspondientes a la actividad neuronal de una o varias fuentes en un cierto intervalo de tiempo. Los picos se

identifican con números romanos del I al VII. Los picos negativos se identifican con los respectivos números romanos con el símbolo primo ('), figura 28.

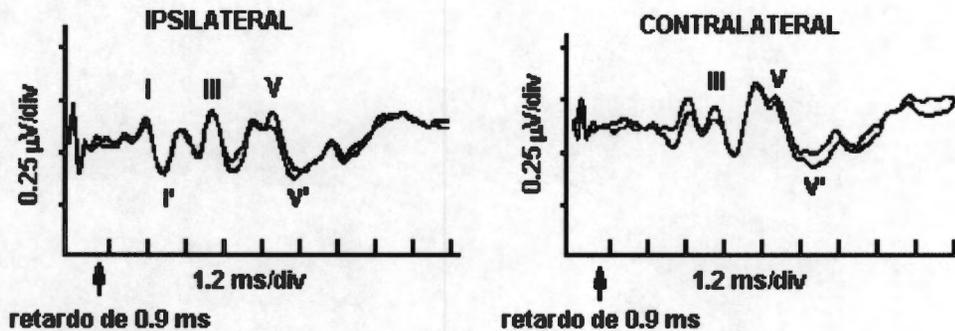


Figura 28. Forma de onda del PEATC normal en registro ipsilateral y contralateral

Los primeros 3 ms corresponden a la actividad generada por la cóclea y el nervio auditivo; los picos de actividad subsiguiente hasta una latencia de 10 ms corresponden a estructuras neuronales en la parte baja del tallo cerebral.

La onda I corresponde al registro de la porción distal del VIII nervio. La onda II se origina desde la porción proximal del VIII nervio con una posible contribución de porciones distales del nervio auditivo. La onda III es generada principalmente por neuronas del núcleo coclear con una pequeña contribución de sus fibras internas. Los generadores neuronales de la onda IV son desconocidos, aunque se cree que las neuronas de tercer orden del complejo olivar superior se encuentran involucradas, al igual que el núcleo del lemnisco lateral. La onda V puede estar relacionada con la actividad del lemnisco lateral y el colículo inferior, ver figura 29. Es importante resaltar que las ondas IV, V, VI y VII del PEATC son complejas y que varias estructuras anatómicas contribuyen a cada pico [26].

3.3.2.2 Parámetros medidos en un PEATC normal

3.3.2.2.1 Latencia

El intervalo de tiempo transcurrido entre la presentación del estímulo y un valor pico en la respuesta se denomina latencia de la respuesta. La interpretación del PEATC se hace precisamente a partir de su latencia, ya que es su característica más robusta y confiable.

En sujetos normales y para click's con una intensidad 75 dB por encima del umbral de audición, la latencia absoluta de la onda I ocurre aproximadamente a 1.6 ms posteriores a la presentación del estímulo, la onda III a 3.7 ms y la onda V a cerca de 5.6 ms. Pueden existir variaciones de latencia hasta de 1 ms y en mujeres en promedio la latencia es 0.2 ms menor.

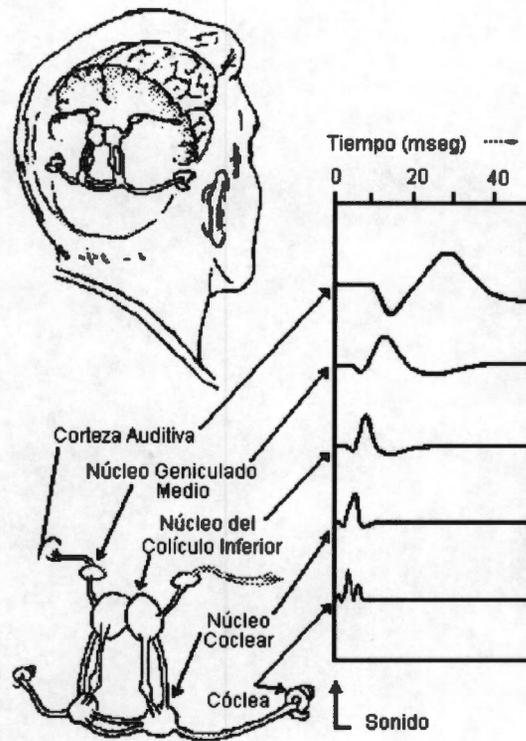


Figura 29. Representación de las diferentes ondas del PEATC a lo largo del sistema nervioso.

3.3.2.2 Función Latencia - Intensidad

A medida que disminuye la intensidad del estímulo, las latencias de los picos de los PEATC aumentan y la amplitud de las respuestas disminuye. Este aumento de latencia ocurre lentamente para intensidades entre 90 y 60 dB nHL -nivel de audición de referencia basado en el umbral promedio a click's en un grupo de sujetos normoyentes- y luego aumenta más rápido a bajos niveles de intensidad.

En la figura 30 se observan los PEATC obtenidos para distintos niveles de intensidad. La función latencia - intensidad se obtiene al graficar las latencias absolutas de la onda V en función de la intensidad, tal y como se observa en la figura 31 para un adulto con audición normal y sin anomalías neurológicas. Las pérdidas auditivas conductivas se caracterizan por latencias mayores a las normales debido a que la intensidad del estímulo que llega a la cóclea es menor. En el caso de una pérdida coclear, se genera una función intensidad-latencia más escalonada de lo normal con mayores latencias a bajas intensidades y latencias normales a altas intensidades.

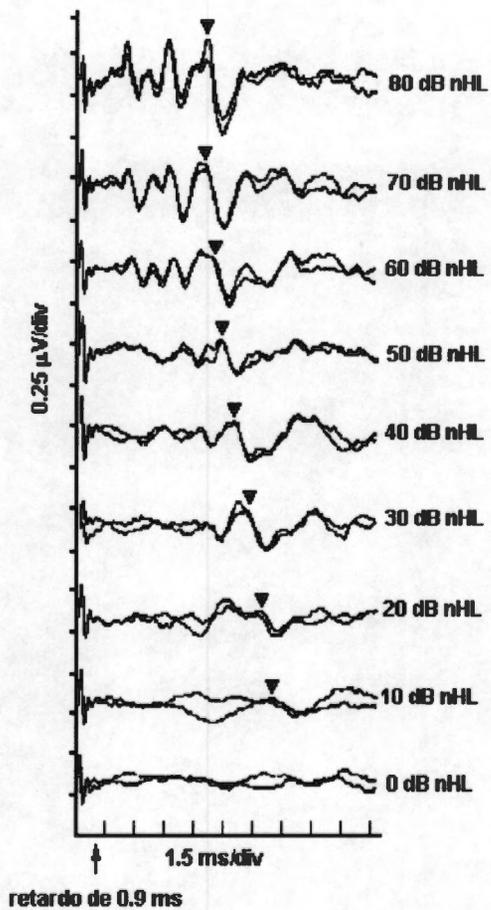


Figura 30. Registros de PEATC ipsilaterales en un adulto con click's que disminuyen en pasos de 10 dB.

Para intensidades ≥ 75 dB_{nHL}, normalmente se observan picos bien definidos, dentro de los cuales aparecen la onda I, III y V; aunque en algunos casos no es posible distinguir la onda IV de la V.

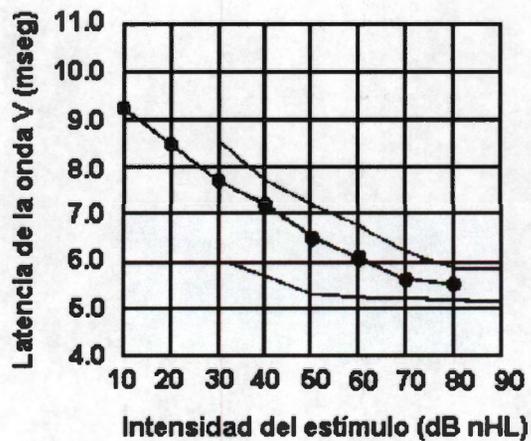


Figura 31. Latencias absolutas de la onda V como función de la intensidad de 10 a 80 dB nHL.

3.3.2.2.3 Tasa de repetición

El aumento de la tasa de repetición del estímulo produce cambios en la latencia y amplitud del PEATC. Se utilizan tasas de repetición altas para evaluar la sincronía y recuperación neuronal. Cuando la tasa de estimulación se incrementa de 10 a 100 por segundo, la latencia de la onda V se incrementa aproximadamente 0.5 ms en sujetos normales [14]. El aumento de la latencia de la onda V en más de 0.6 a 0.8 ms se considera anormal, figura 32.

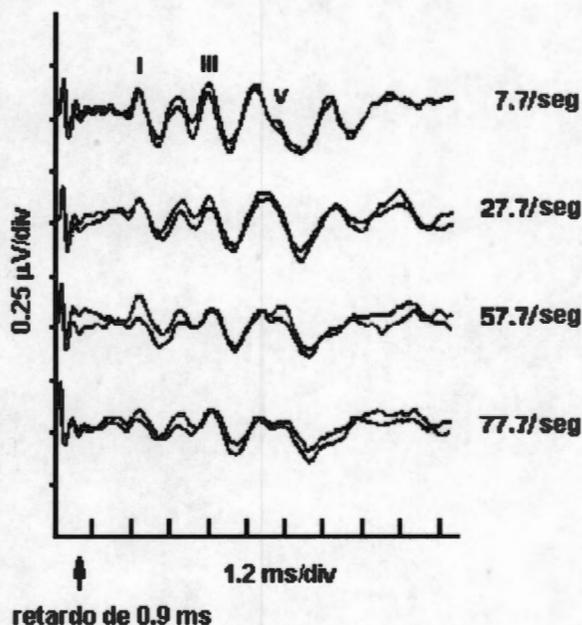


Figura 32. PEATC obtenidos a varias tasas de repetición. La latencia de los picos aumenta directamente proporcional al aumento de la tasa de repetición de los clicks.

3.3.2.2.4 Amplitud

Los rangos de amplitud normales para los PEATC se encuentran entre 0.1 y $1.0 \mu\text{V}$. A medida que la intensidad del estímulo disminuye, la amplitud de la respuesta también disminuye. A pequeñas amplitudes los primeros picos de los PEATC se pierden en el ruido de fondo, pero la onda V permanece visible aún a bajas intensidades. La amplitud del PEATC usualmente se mide como amplitud pico a pico, amplitud del positivo I o V al siguiente valle negativo. El pico más alto del complejo formado por las ondas IV y V es el que usualmente se utiliza para calcular la amplitud pico a pico de la onda V.

La intensidad del estímulo, tasa de repetición, contenido en frecuencia y polaridad, son algunos de los factores que afectan las características de latencia y amplitud de la respuesta.

3.3.3 Adquisición del PEATC

Existen diversas fuentes de actividad bioeléctrica que pueden contaminar el PEATC. La actividad eléctrica del cerebro (EEG), músculo (EMG), ojo (ERG) y corazón (ECG) tienen voltajes mucho mayores que cualquier componente en el PEATC y pueden pasar a través de los electrodos de registro. Algunas fuentes no biológicas de interferencia

eléctrica también pueden contaminar el registro y llegar a formar parte del PEATC. Aunque no es posible eliminar completamente el ruido de una señal, mejorar la relación señal a ruido se puede lograr mediante amplificación diferencial, filtrado, rechazo de artefacto y promediación.

3.3.3.1 Condiciones de registro

3.3.3.1.1 Ambiente de prueba

Los potenciales evocados deben registrarse en un ambiente silencioso y luz tenue, dentro de un recinto con aislamiento acústico y blindaje eléctrico para reducir artefactos.

3.3.3.1.2 Condiciones del paciente

Se debe procurar que el sujeto se encuentre tranquilo y relajado para evitar artefacto muscular. Preferentemente se debe recostarlo asegurando que su cabeza y cuello queden en posición cómoda. Pedirle cierre los ojos, se relaje y dependiendo del tipo de potenciales, que duerma.

3.3.3.2 Instrumentación

Los sistemas de registro de potenciales evocados están formados por un generador de estímulos, electrodos, amplificadores, filtros, etapas para el rechazo de artefacto, una computadora para promediar la señal, dispositivo de visualización, facilidades para procesar la respuesta y forma de imprimir los resultados de la prueba.

3.3.3.2.1 Generador de estímulos

El estímulo más efectivo y más ampliamente utilizado en aplicaciones neurológicas es un pulso o transiente acústico denominado "click", con una duración de 100 microsegundos. El ancho de banda para una señal así se extiende de 0 a 10 kHz, aunque este intervalo se ve recortado por la presencia de los audífonos, usualmente del tipo TDH-39, dejándolo en un intervalo de 0 a 8 kHz. Se sabe que este tipo de estimulación permite observar la actividad de las porciones basales de la cóclea principalmente.

Los estímulos pueden ser presentados de manera independiente al oído derecho, izquierdo, o en presentación binaural. El nivel de estimulación se ajusta a través de uno o varios atenuadores. El estímulo puede ser de fase positiva –condensación- o negativa –rarefacción- o bien alternos.

3.3.3.2.2 Transductores

Los audífonos de inserción ER-3 son los más recomendados para adquirir PEATC. La onda I del PEATC se hace más visible mediante la cancelación del artefacto ocasionado por el estímulo, mediante un retardo de 0.9 ms al momento de registrar la respuesta. Estos audífonos evitan un posible colapso del conducto, que aumentaría la atenuación interaural, son más cómodos en registros prolongados y pueden atenuar ruido ambiental de manera más eficiente que otros tipos de audífonos. Los audífonos supra-aurales como los TDH-39 tienden a producir colapso de los conductos auditivos.

Las latencias absolutas de las ondas se retardarán aproximadamente 0.9 mseg con los audífonos de inserción ER-3 en comparación con PEATC obtenidos con audífonos TDH-39. Hay mayor artefacto en las respuestas obtenidas con audífonos TDH-39 debido a que hay menor tiempo de separación entre el estímulo y la respuesta.

3.3.3.2.3 Disparo

Usualmente el pulso de disparo se sincroniza con la aparición del estímulo a fin de dar comienzo al registro, sin embargo en ocasiones, con el propósito de retirar ruido, puede ser conveniente dar inicio al registro antes o después de la estimulación.

3.3.3.2.4 Electrodo

Se colocan tres electrodos, vertex (Cz), aurícula o mastoide izquierda (A1) y mastoide o aurícula derecha (A2). Se colocan limpiando previamente la superficie de la piel donde se van a ubicar con un agente ligeramente abrasivo que ayude a retirar la grasa, suciedad y células muertas del cuero cabelludo. Luego se aplica pasta conductiva entre la piel y el electrodo y se fija a la piel mediante cinta adhesiva.

Los electrodos generalmente son de disco de 8 mm de diámetro, de oro o plata recubiertos de oro. Para obtener un buen registro es necesario que la impedancia interelectródica sea menor a 5 Kohms.

3.3.3.2.5 Amplificación

Debido a la amplitud del PEATC, 0.1 a 1.0 μ V, debe utilizarse una amplificación de 100,000 veces, a fin de poder practicar la promediación. El registro se hace en modo diferencial con Cz (+), A₁(-) y A₂(GND) en el caso de una estimulación monoaural izquierda. La regla es que el electrodo positivo es aquel correspondiente al oído que se estimula, quedando el oído contralateral como GND, figura 33.

El electrodo común es una referencia eléctrica para el amplificador, aunque su actividad no contribuye significativamente a la señal de salida entregada por el amplificador. Un buen amplificador para PEATC debe tener un rechazo en modo común mayor a 80 dB. El rechazo en modo común varía con la frecuencia por lo que se ajusta al máximo para los 60 Hz de la línea de alimentación.

3.3.3.2.6 Filtrado

Otra manera de eliminar actividad eléctrica no deseada durante el registro y mejorar la relación señal a ruido es a través del filtrado. Es la etapa siguiente a la amplificación, que consta de un filtro pasa bandas que suprime el ruido que acompaña a la señal de interés.

Para un registro de PEATC con estimulación de click's, los parámetros del filtro usualmente se colocan entre 100 y 150 Hz para corte en frecuencias bajas y de 3000 Hz para el corte en frecuencias altas, con pendientes de 6 o 12 dB/octava. En algunos casos es útil disminuir la frecuencia del corte en bajas a 30 Hz con el fin de resaltar la onda V del PEATC, figura 33.

Cuando se utilizan tonos ráfaga -pip's- de baja frecuencia, 500 Hz, para la estimulación, los filtros deben colocarse entre 30 y 1500 Hz para poder visualizar con claridad la onda V, principal componente de un PEATC con un pip de baja frecuencia.

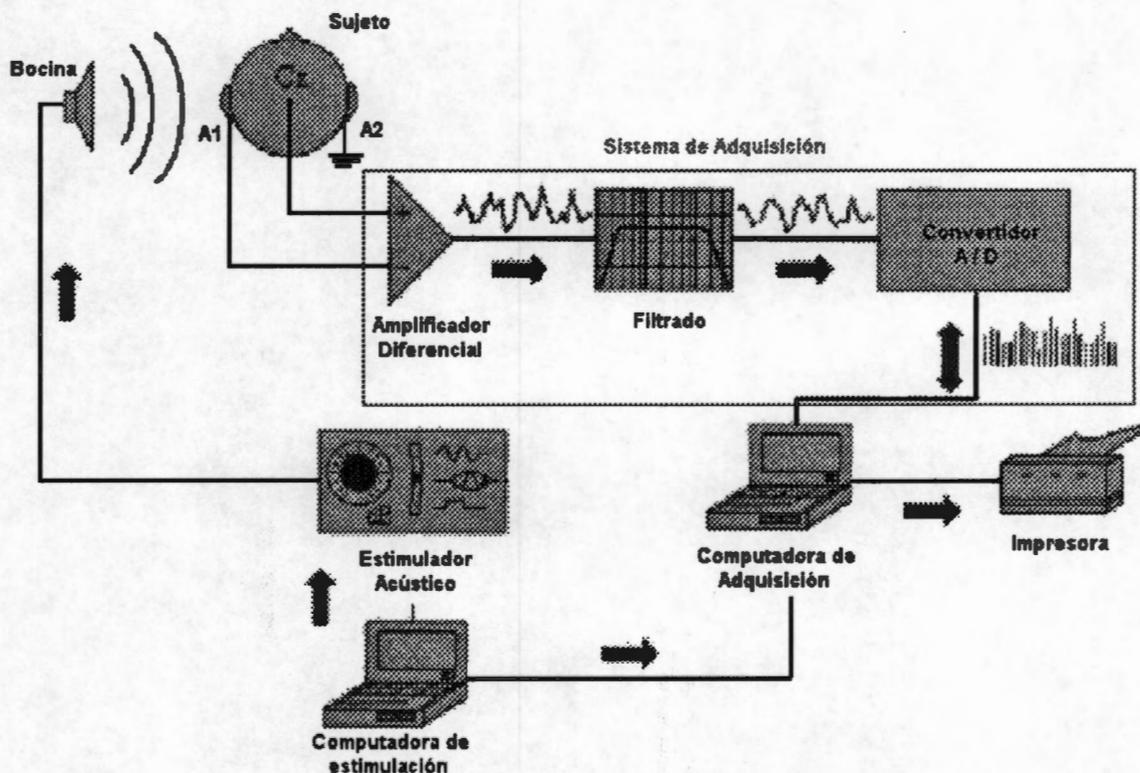


Figura 33. Esquema general de la forma de registro del PEATC.

3.3.3.2.7 Digitalización

Se refiere a la conversión analógica digital necesaria para que la información del EEG sea enviada a la computadora. Para lograr una buena representación del PEATC conviene utilizar un convertidor de 12 bits y una frecuencia de muestreo que asegure 256 puntos en una ventana de tiempo de 10 milisegundos, figura 33.

2.3.3.2.8 Promediación

Debido a que el PEATC es de muy poca amplitud (0.1 a $1 \mu\text{V}$), es necesario promediar respuestas sucesivas para mejorar la relación señal/ruido. Esta promediación se hace en forma síncrona con la presentación del estímulo, al momento del proceso de adquisición.

Dependiendo de la edad, y grado de conciencia del sujeto, la amplitud del EEG puede variar entre 5 y $150 \mu\text{V}$. En contraste, las amplitudes promediadas de las ondas I, III y V del PEATC son 0.27 , 0.25 y $0.43 \mu\text{V}$, respectivamente [53]. Por lo que de no existir un método para atenuar la actividad de fondo del EEG, cualquier análisis clínico del PEATC sería imposible.

Se han realizado varios intentos por extraer el PEATC de la señal de EEG en 1951, 1954 y 1958, pero el método de la promediación ha sido el de mejores resultados.

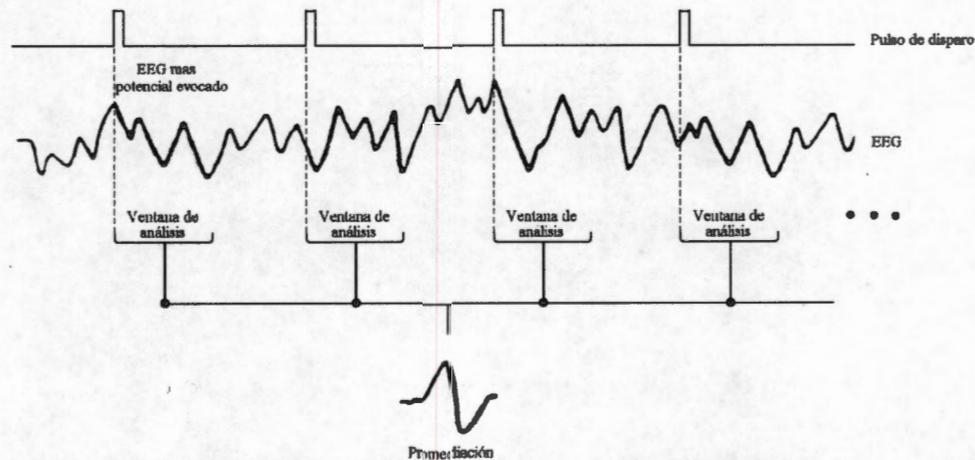


Figura 34. Técnica de promediación usada para incrementar la amplitud del potencial evocado y disminuir la amplitud del EEG.

La promediación en el dominio del tiempo, es el método más común de reducción de información utilizado para mejorar la relación señal a ruido, figura 34. Las consideraciones fundamentales de la teoría de promediación de señales son: 1) la actividad del potencial evocado, la cual es estacionaria en el tiempo, está inmersa en ruido aleatorio de fondo; y 2) las respuestas evocadas equivalentes son generadas sincrónicamente con la presentación del estímulo.

En teoría, la promediación de N muestras de dos señales estadísticamente independientes (PEATC y ruido) puede mejorar la relación señal a ruido de la señal de interés (PEATC) en \sqrt{N} . Conforme se incrementa el número de promediaciones, la amplitud de la señal crece directamente proporcional al número de señales sumadas, mientras que la amplitud del ruido aleatorio (EEG) tiende a cero.

Debido a que el propósito de promediar una señal es reducir actividad eléctrica biológica y no biológica aleatoria, es necesario generar un cierto número de épocas de señal y de ruido, ver figura 35. El número de épocas puede variar entre 500 a 1000, para un registro con baja actividad miogénica, y ser de hasta 4000, en el caso de movimiento excesivo [28].

Un método para estimar el nivel de ruido durante el registro es realizar una réplica del registro y superponer las señales. Si las dos respuestas no coinciden, es posible calcular el índice de reproducibilidad para estimar el ruido residual relativo de la respuesta [54].

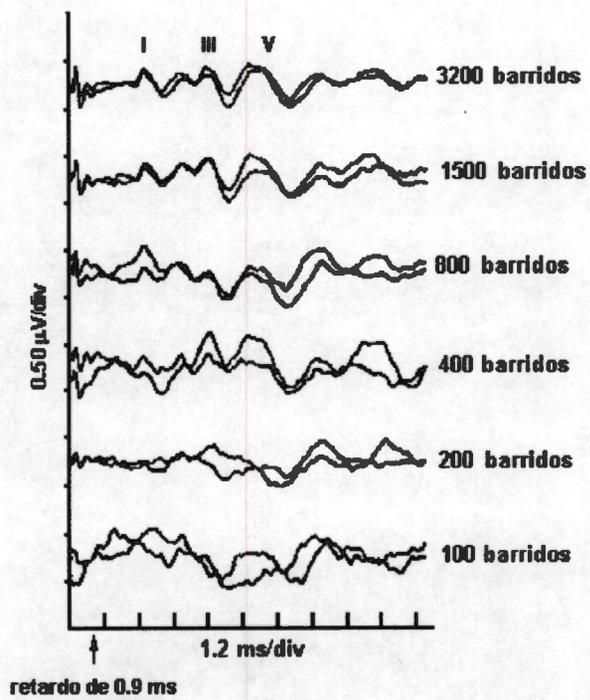


Figura 35. Detección del PEATC inmersa en el EEG mediante la promediación.

4. DISEÑO DEL EXPERIMENTO

Para la captura simultánea de emisiones otoacústicas y potenciales de tallo, se ideó conjuntar los equipos de Emisiones Otoacústicas ILO-96 marca Otodynamics, y el equipo de registro multicanal para electroencefalograma marca Neuro Scan. Esto con el propósito de aprovechar las características de estimulación, tipo de señal e intensidad clínicamente probadas como las óptimas para la obtención de Emisiones Otoacústicas en sujetos sanos. Vale mencionar que para la obtención de Emisiones Otoacústicas es necesario conservar un cierto nivel de intensidad y estimulación no lineal que permita abatir el nivel de ruido y obtener una respuesta consistente y reproducible. La utilización de un nivel de intensidad bajo no conduce a la obtención de emisiones otoacústicas, en contraparte, un nivel elevado de estimulación tiende a saturar la Emisión Otoacústica y elevar su nivel de distorsión.

Para la obtención de los potenciales de tallo se colocaron al sujeto en turno tres electrodos de plata cloruro de plata recubiertos de oro en las posiciones A_1 , A_2 y C_2 , para que simultáneamente y en sincronía con el flanco de subida de la estimulación acústica proporcionado por el ILO-96 al momento de la prueba de emisiones Otoacústicas, se obtuvieran épocas de electroencefalograma correspondientes a la estimulación enviada por el ILO-96. No siendo posible variar en el ILO-96 la tasa de repetición de la estimulación, se optó por el registro continuo de la señal de electroencefalograma y de la señal acústica de excitación, en dos canales distintos, para después realizar la segmentación de esta señal fuera de línea. De esta manera se obtuvieron épocas de electroencefalograma de 20 milisegundos de duración sincronizadas con el flanco de subida de la estimulación acústica proporcionada por el ILO-96, con tasa de repetición de 50 Hz. Lo anterior permitió separar la respuesta evocada de tallo debida a los click's negativos de la de los click's positivos, o bien tomar la respuesta resultado de considerar en un mismo promedio general la respuesta evocada generada a partir de los dos tipos de estimulaciones.

En el ILO-96 sólo es posible contar con tres niveles de intensidad para la estimulación acústica: 84 dB SPL_{pe} y 9 dB por debajo y por arriba de esta intensidad de referencia. Por tal razón y a fin de explorar, en este intervalo de intensidades del estímulo, el comportamiento de las Emisiones Otoacústicas y los potenciales de tallo obtenidos a partir de una prueba de emisiones, se practicó a cada sujeto un conjunto de tres pruebas a diferente intensidad: intensidad de referencia e intensidad de referencia \pm 9 dB.

Para asegurar una buena calidad de los datos obtenidos se consideró, en el caso de las Emisiones Otoacústicas, que el sello entre la sonda de prueba y el conducto auditivo del sujeto diera como resultado una estimulación de banda ancha entre los 0 a 6 kHz, bajo nivel de ruido y un porcentaje mayor al 85% de reproducibilidad. Para los potenciales de tallo se cuidó que la impedancia inter-electrónica fuese menor a los 5 Kohms.

Finalizada esta prueba simultánea se aplicó al sujeto una prueba de potenciales evocados auditivos de tallo tal y como se practican en la clínica, click's de 100 μs para una tasa de estimulación de 32 Hz, variando la intensidad del estímulo de 40 a 80 dB y liberando el estímulo auditivo a través de un audífono TDH-39. Esto, para establecer la posible relación entre el potencial evocado auditivo obtenido simultáneamente con la prueba de Emisiones Otoacústicas y la prueba de PEATC que rutinariamente se aplica en la clínica.

5. DESARROLLO

5.1 INSTRUMENTACIÓN

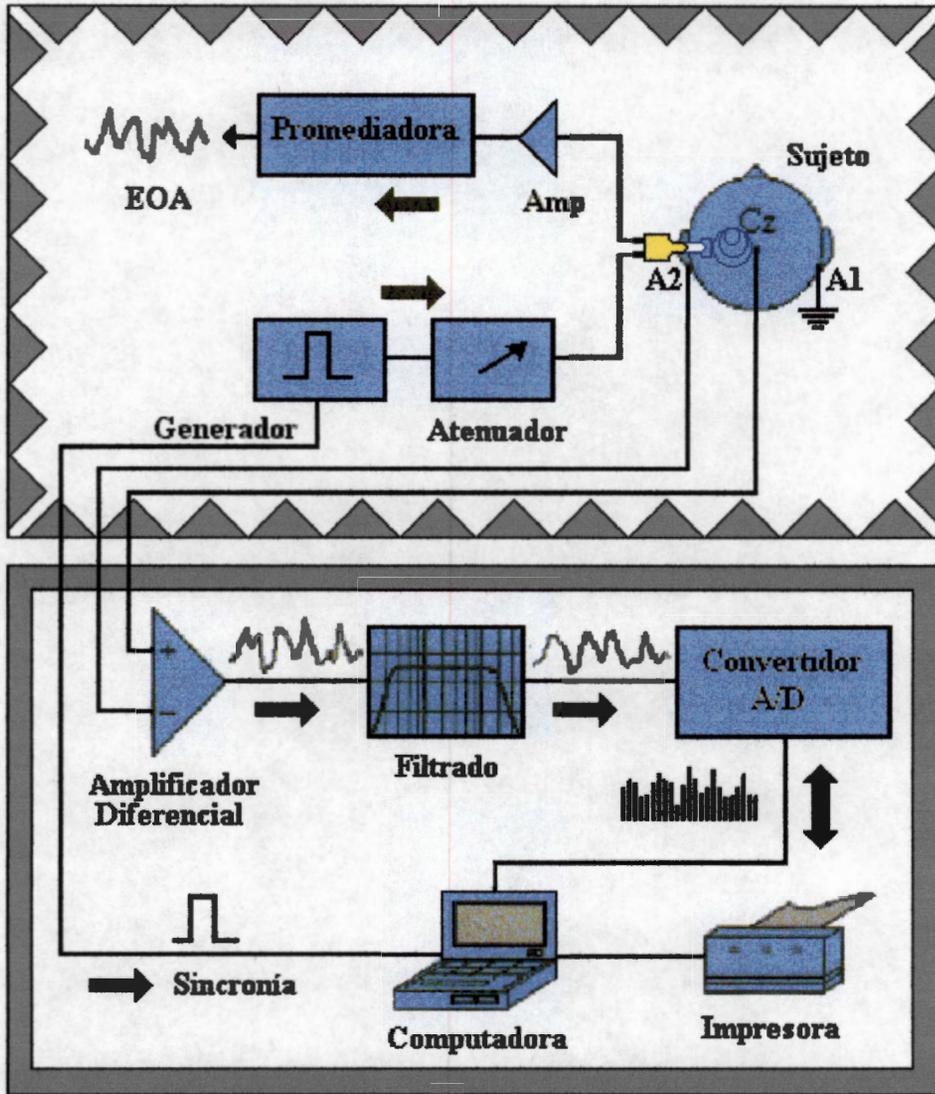


Figura 36. Diagrama a bloques para el registro simultáneo de la EOAT y el PEATC.

Se observa en la figura 36 la ubicación del sujeto y la disposición general del equipo utilizado. Dentro del recinto sonoamortiguado se encuentra además del sujeto el equipo de Emisiones Otoacústicas ILO-96; la figura ilustra los bloques funcionales básicos contenidos en el ILO-96. Físicamente se compone de una computadora del tipo PC que aloja en su interior una tarjeta de interfase con un pequeño módulo externo de amplificación conectado a un micrófono de alta ganancia y un excitador acústico. El excitador acústico y el micrófono de alta ganancia se encuentran instalados en una pequeña sonda que, mediante una oliva de plástico, se coloca en el conducto auditivo externo del sujeto. Del módulo de amplificación externo se obtiene la señal eléctrica que

se envía al excitador acústico. Esta señal también se envía a uno de los canales de registro del Neuro Scan para su registro continuo, de tal manera de servir de señal de sincronía para la posterior segmentación fuera de línea del EEG del sujeto.

El electroencefalograma se obtiene de forma diferencial a partir de las posiciones $A_1(\text{GND})$, $A_2(-)$, y $C_2(+)$. Enviando esta señal hacia otro de los canales de registro del Neuro Scan, ubicado en el exterior del recinto sonoamortiguado. En la figura 37 se observa el receptáculo de electrodos, donde se realiza la primera etapa de amplificación.

Desde el vestíbulo del recinto sonoamortiguado se controla toda la sesión, a través de la operación remota del equipo de Emisiones Otoacústicas, del Neuro Scan de 32 canales de registro con amplificadores modelo 5083 y del audiómetro que junto con el STIM, módulo del sistema Neuro Scan donde se programa la señal digital de estimulación, se utilizan para la obtención del potencial evocado de tallo tal y como se realiza en la clínica.

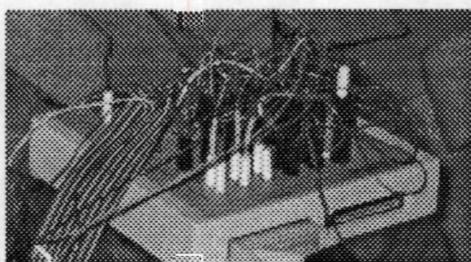


Figura 37. Receptáculo de electrodos y primera sección de amplificación del Neuro Scan. Esta caja de conexiones contiene amplificadores independientes para cada canal con una ganancia de 150, previa a la transmisión de las señales a través del cable hacia el exterior del recinto sonoamortiguado.

5.2 PARAMETROS DE REGISTRO

Treinta minutos previos al estudio se pusieron en funcionamiento todos los equipos utilizados, a fin de permitir un periodo de precalentamiento y estabilizar las condiciones de funcionamiento, a más de realizar las respectivas calibraciones. En la tabla 1 se resumen los parámetros de adquisición del Neuro Scan para el registro de las dos pruebas de PEATC.

Parámetros de Adquisición en el Neuro Scan para PEATC		
	PEATCe	PEATCc
Filtro pasa bajas	100 Hz	100 Hz
Filtro pasa altas	3,000 Hz	3,000 Hz
Amplificación	12,500	12,500
Frecuencia de Muestreo	20,000 Hz	20,000 Hz
Ventana de Análisis	20 mseg.	20 mseg.
Registro	continuo	Continuo
Tasa de repetición	50 Hz	32 Hz

PEATCe: PEATC obtenido a partir de la estimulación del ILO-96.

PEATCc: PEATC obtenido en una prueba clínica clásica.

Tabla 1. Parámetros de adquisición para el PEATC.

5.3 ELECCIÓN Y PREPARACIÓN DE VOLUNTARIOS

Grupo Control. Se eligió un grupo de 10 mujeres y 10 hombres con edades entre 20 y 40 años. Audición normal y umbral auditivo promedio menor o igual a 20 dB_{HL} para las frecuencias de 500, 1000, 2000 y 4000 Hz.

Casos de Estudio. Para contrastar los resultados obtenidos en el Grupo Control se estudiaron dos voluntarios masculinos con problemas de hipoacusia. Uno con un problema de hipoacusia bilateral severa, PTA = 51 dB y otro más con hipoacusia profunda del lado izquierdo, PTA = 108 dB.

En todos los casos se les indicó presentarse con el cabello limpio, seco y libre de cualquier cosmético capilar. Al momento del registro se explicó al sujeto el propósito del experimento; se practica otoscopia con el fin de verificar la integridad de la membrana timpánica y asegurar que el conducto auditivo esté libre de impurezas y obstáculos. Seguidamente se realizó audiometría tonal para determinar umbrales de audición al momento de la prueba.

Finalizada la audiometría se procedió a la colocación de electrodos. Utilizando algodón empapado en alcohol se limpian las zonas del cuero cabelludo y cabeza correspondientes a las posiciones A₁, A₂ y C_z. Mediante la aplicación de gel conductor para registro de EEG se colocaron electrodos de plata-cloruro de plata de 8 mm de diámetro en las posiciones arriba mencionadas, fijándose a la cabeza y cuero cabelludo con cinta adhesiva "micropore". Por medio de un medidor de impedancias Grass modelo EZM-3A se cuidó que la impedancia interelectrónica fuese inferior a 5,000 ohms. Finalmente se fijan los cables de los electrodos con cinta micropore para dar al sujeto un cierto grado de movilidad sin que los electrodos pierdan su posición.

Una vez colocados los electrodos se conduce al sujeto al interior de una cámara sonoamortiguada, donde ya recostado en un sillón reclinable y con ayuda de un otoscopio se coloca la sonda de inserción del ILO-96 en el oído derecho, buscando no incomodar al sujeto. La inserción adecuada de la sonda se realiza con ayuda de la prueba *Checkfit* del ILO-96, cuidando de obtener un buen sello entre la punta de la sonda de prueba y el conducto auditivo externo que asegure una buena estimulación y bajo nivel de ruido. Así instalada la sonda se fija a la oreja del sujeto con cinta micropore, ver figura 38. Por último se comprueban las impedancias interelectrónicas y se conectan los cables de los electrodos a la caja de conexiones del sistema de registro Neuroscan.

Logrado lo anterior se cierra la puerta del recinto sonoamortiguado, quedando el voluntario solo en el interior de esta cámara y con la luz apagada, indicándole por último asumir una posición cómoda y relajada durante la prueba. La prueba tiene una duración aproximada de quince minutos, tiempo durante el cual se conservaba comunicación con el paciente a través de un intercomunicador mediante el cual se le daban instrucciones.

Finalizada la prueba de EOA se retira la sonda del ILO-96 y se le colocan al sujeto los audífonos TDH-39 que junto con el módulo STIM del sistema Neuro Scan completan la instrumentación necesaria para la realización de una prueba de PEATC con click's de rarefacción de la manera usual acostumbrada en la clínica. Para obtener una respuesta lo mejor definida posible se utilizó estimulación binaural en el caso de la prueba con audífonos. De nueva cuenta se le pide al sujeto guardar una posición cómoda y relajada

dejando al sujeto solo y con la luz apagada en el interior del recinto sonoamortiguado, procediendo a la realización de la prueba.

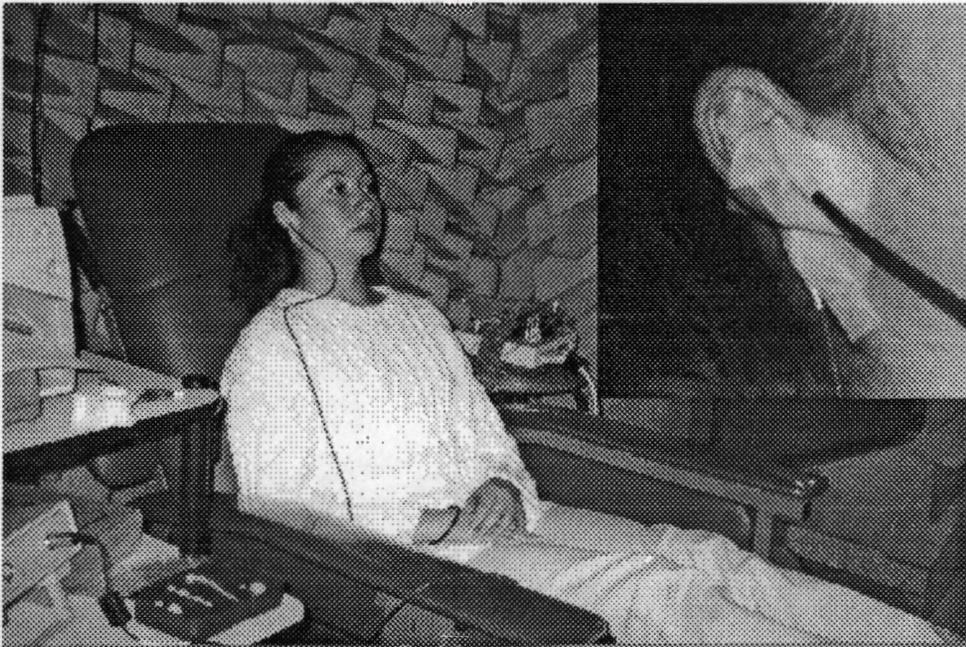


Figura 38. Ilustración de cómo se fija la sonda de estimulación y ambiente de la prueba.

5.4 REALIZACIÓN DE LA PRUEBA

Los estímulos acústicos utilizados en la prueba fueron click's y pip's, tal y como los genera el ILO-96. Esta estimulación se presenta al sujeto en modo monoaural vía oído derecho a través de la sonda del ILO-96. Con la computadora del sistema de adquisición del Neuro Scan se monitorea continuamente la señal de EEG en la derivación C_z y el estímulo generado en el equipo de ILO-96, buscando detectar posibles movimientos del sujeto que pudieran alterar el registro.

Simultáneamente a la obtención de la EOA por parte del ILO-96 se captura en modo continuo el EEG del sujeto, por medio de otro canal de registro del Neuro Scan. A partir del archivo correspondiente a la información digitalizada del estímulo acústico y del archivo de EEG continuo, es posible la segmentación fuera de línea de este último archivo, para posteriormente obtener el potencial evocado auditivo de tallo generado por la estimulación empleada para la obtención de las EOA.

La segunda parte del estudio consistió en retirar la sonda del ILO-96 y colocarle al sujeto los audífonos TDH-39 y realizar la prueba clásica de potenciales de tallo con click's de 100 μ seg. La estimulación fue realizada a través del STIM, asegurando un estímulo calibrado haciendo pasar el click a través de un audiómetro clínico Interacoustics AC-40.

5.5 CARACTERÍSTICAS DE LA ESTIMULACIÓN ACÚSTICA

En la primera parte de la prueba, se utilizan estímulos acústicos entregados por la sonda de inserción del equipo de emisiones otoacústicas ILO-96, en dos modalidades click's y pip's, ver figura 39. Los click's son de 80 μ seg y los pip's de 4 ciclos a 1000, 2000 y 4000 Hz. Los click's se presentan a tres intensidades diferentes, de referencia del equipo (que por omisión son 84 dB SPL_{pe} (Sound Pressure Level pico equivalente)), 9 dB SPL_{pe} por arriba de la referencia, y 9 dB SPL_{pe} por abajo de la referencia.

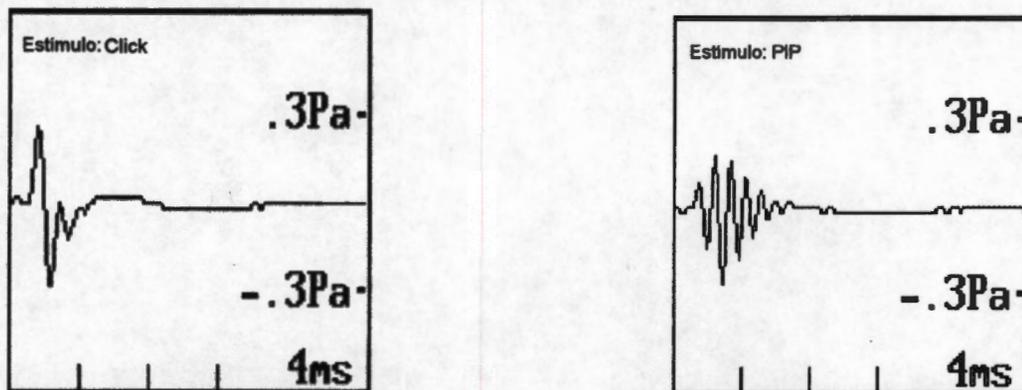


Figura 39. Tipos de estimulación utilizados por el ILO-96 para el registro de EOAT.

La forma de estimulación del ILO-96, la cual va a ser aprovechada para la generación del PEATC, se ilustra en la figura 22 para el caso de los click's. Se utilizan paquetes de cuatro estímulos de 80 μ seg de duración, en intervalos de tiempo de 20 μ seg, balanceados en amplitud [48]. En el caso de los pip's, tienen una duración de 4 ciclos, ver figura 39. El ILO-96 forma bloques de 8 estímulos y se cuentan 300 bloques para la realización de cada prueba. Se totalizan 2400 estímulos durante cada prueba, con un intervalo interestímulo de 20 mseg. Se obtiene una época de actividad electroencefalográfica por cada estímulo presentado, en una ventana de análisis de 10 mseg.

En la segunda parte de la prueba se utilizan estímulos tipo click de 100 μ seg de duración, a una tasa de repetición de 11.3 / seg., presentados a 3 intensidades: 40, 60 y 80 dB nHL.

5.6 CAPTURA Y TRATAMIENTO DE LA INFORMACIÓN

En el registro simultáneo de EOAT y PEATC se registra en las posiciones C_z (+), A_2 (-) y A_1 (tierra). Se envían 2400 estímulos a través del ILO-96 correspondientes a igual número de épocas de EEG, las cuales se promedian para la obtención del PEATC.

Para cada sujeto se generan 6 archivos de EOAT, 3 archivos para los click's, y un archivo para cada tono (PIP_{1000} , PIP_{2000} y PIP_{4000}). Cada triada incluye un archivo para la prueba efectuada a la intensidad de referencia y dos archivos más correspondientes a 9 dB SPL_{pe} por arriba y debajo de la intensidad de referencia. Adicionalmente de manera simultánea a los registros de EOA se adquiere el EEG correspondiente a cada uno de estos 6 archivos.

Para el registro de los PEATC clínicos se utilizan las mismas posiciones de los electrodos. Se envían 1200 estímulos a través de STIM, los cuales se promedian para la obtención del PEATC. En esta ocasión se generan 6 archivos, 2 para cada intensidad de estimulación, ya que se realiza una réplica de cada registro para asegurar que la respuesta no sea ruido de fondo.

5.7 ANÁLISIS DE DATOS

El análisis de datos se realiza fuera de línea tanto en tiempo como en frecuencia. En el análisis en tiempo se obtiene el PEATC para cada estímulo a partir del promedio de las 2400 épocas registradas. Debido a que se conoce en la clínica que el PEATC asociado a click's positivos (condensación) da una menor definición de los picos del PEATC que el obtenido a partir de click's negativos (rarefacción) [10], [42], [43] y [59], se realiza la separación de las épocas de acuerdo al tipo de estímulo, buscando encontrar esas diferencias.

Lo anterior se realiza en Matlab y se aprovecha la misma plataforma para el análisis en frecuencia de los datos. Una vez se leen y separan los datos en Matlab se obtienen los espectros del promedio de las épocas correspondientes a cada estimulación: positiva, negativa y de ambas tomadas a la vez; utilizando Burg de orden 10. Los registros de PEATC clínicos se procesan directamente en el Neuro Scan.

6. RESULTADOS

6.1 EMISIONES OTOACÚSTICAS TRANSIENTES

Debido a que la estimulación generada por el equipo de EOAT varía de acuerdo a la colocación de la sonda de estimulación, a las condiciones de ruido que se presenten durante el registro y a las características propias del conducto auditivo de cada sujeto, no fue posible mantener el mismo nivel de estimulación en todos los sujetos estudiados. Por esta razón fue necesario agrupar los resultados de acuerdo a las intensidades de estimulación generadas para cada sujeto durante la prueba dividiendo los datos en tres grupos de intensidades para el caso de la estimulación con click's. En el caso de los pip's, el nivel de estimulación fue aproximadamente el mismo para todos los sujetos. Los resultados se muestran a continuación.

6.1.1 Estimulación con Click's

En la figura 40 se muestra una gráfica que ilustra la amplitud de la respuesta obtenida en una prueba de EOAT aplicada a una población de 20 sujetos, 10 hombres (*) y 10 mujeres (o), para un click de estimulación, con una intensidad en el intervalo de 65 a 95 dB SPL_{pe}. Se observa como, dentro de un cierto rango de variabilidad, la amplitud de la respuesta aumenta conforme se aumenta la intensidad del estímulo.

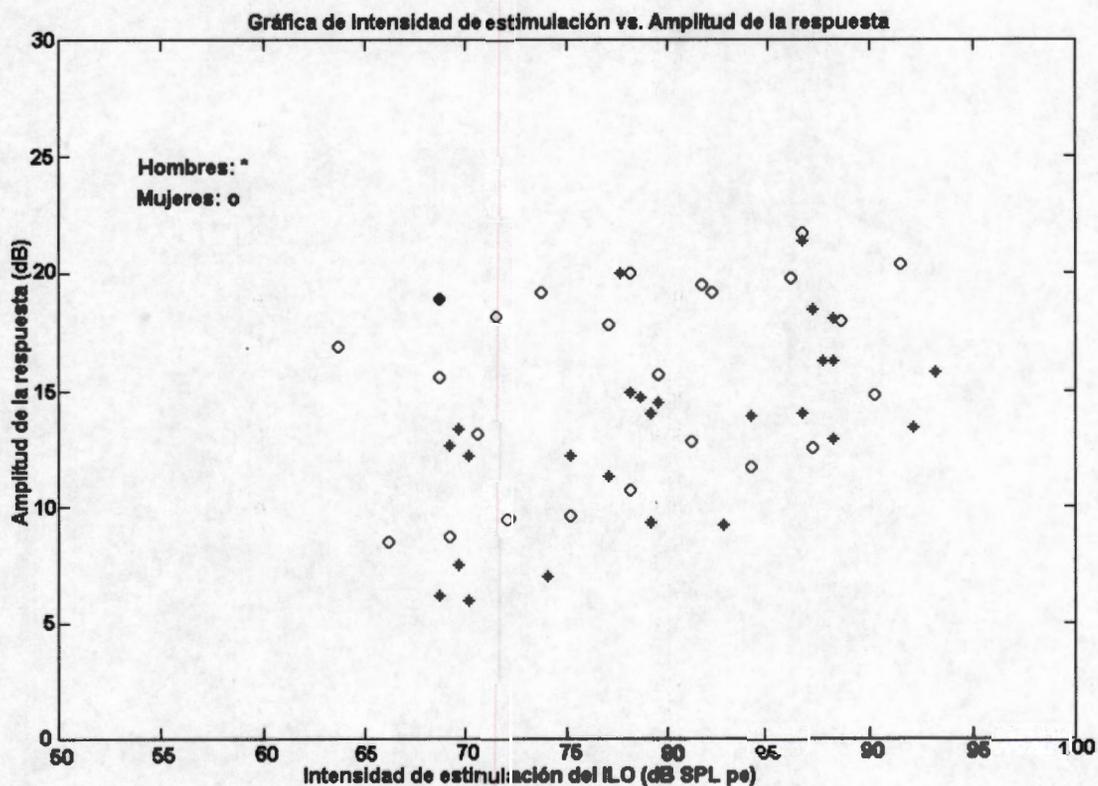


Figura 40. Gráfica de la amplitud de la respuesta de las EOA obtenida en una población de 20 sujetos, como función de la intensidad del click de estimulación en un intervalo de 65 a 95 dB.

Por otro lado la dispersión, variabilidad de la amplitud de la respuesta en el presente conjunto de datos, disminuye conforme la intensidad de la estimulación aumenta. Esto es particularmente cierto para el caso de las mujeres. Para evidenciar este comportamiento las respuestas se agruparon en clases de acuerdo a la intensidad de la estimulación, intensidad baja, media y alta. Este es el clásico agrupamiento de datos en intervalos contiguos sin traslapamiento para que cada valor en el conjunto de observaciones pueda ser ubicado en un solo intervalo o intervalo de clase. En la figura 41 se muestra con el símbolo (*) el intervalo de baja intensidad (60 y 75 dB SPL pe), (o) para el intervalo de intensidad media (75.1 a 85.0 dB SPL pe) y (□) para el intervalo de alta intensidad (85.1 y 95.0 dB SPL pe).

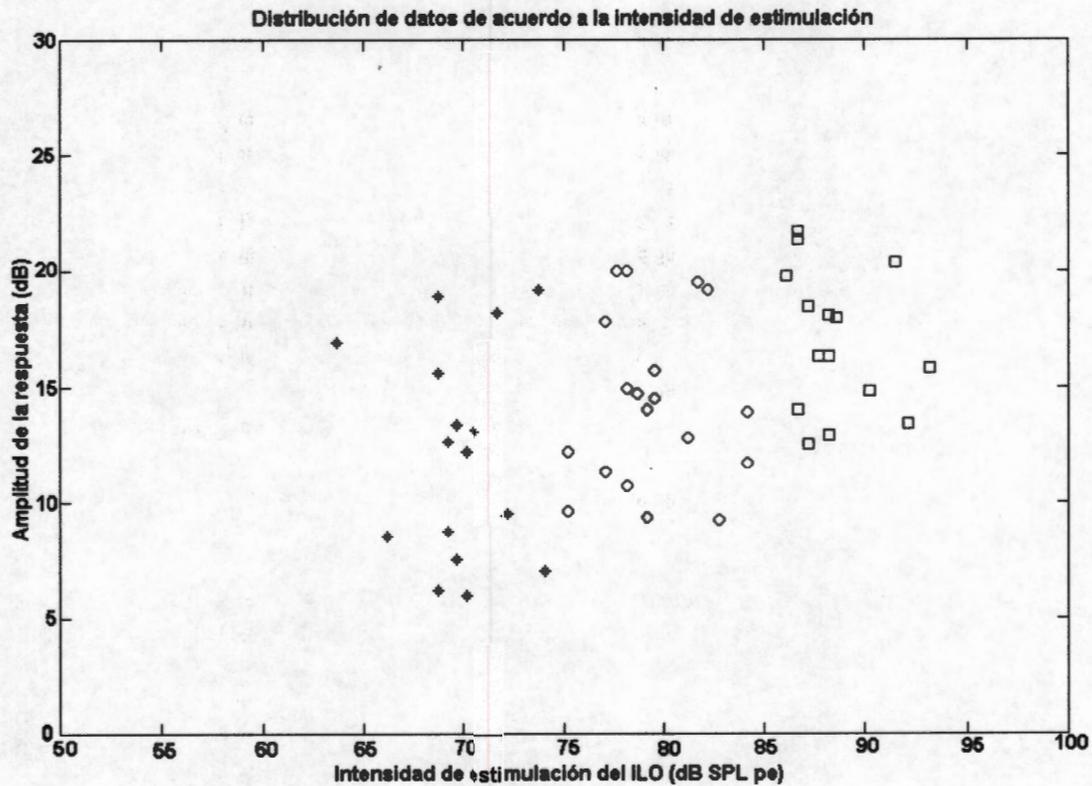


Figura 41. Gráfica de la amplitud de la respuesta de las EOAs agrupadas en intervalos de clase, (*) baja intensidad entre 60 y 75 dB SPL pe; (o) intensidad media de 75.1 a 85.0 dB SPL pe y (□) para alta intensidad (85.1 y 95.0 dB SPL pe).

Para cada intervalo se obtuvo el valor promedio de la respuesta para hombres y mujeres, así como las desviaciones estándar, medida de variación de un conjunto de datos. Los resultados se ilustran en la tabla 2 y la gráfica 42.

Población	Intensidades de estimulación		
	Baja (60-75 dB _{SPL pe})	Media (75.1-85 dB _{SPL pe})	Alta (85.1-95 dB _{SPL pe})
MUJERES	14.29 ± 4.44 dB _{SPL pe}	15.22 ± 4.09 dB _{SPL pe}	17.87 ± 3.55 dB _{SPL pe}
HOMBRES	10.46 ± 4.56 dB _{SPL pe}	13.4 ± 3.15 dB _{SPL pe}	16.3 ± 2.73 dB _{SPL pe}

Tabla 2. Valores promedio de las respuestas obtenidas en los tres intervalos de estimulación para EOAT con click's.

En la gráfica 42 se puede observar que a mayor intensidad del estímulo, mayor amplitud de la respuesta, tanto en hombres (*) como en mujeres (o). Las respuestas a intensidades medias de las mujeres son de mayor amplitud que las respuestas de los hombres en ese mismo intervalo.

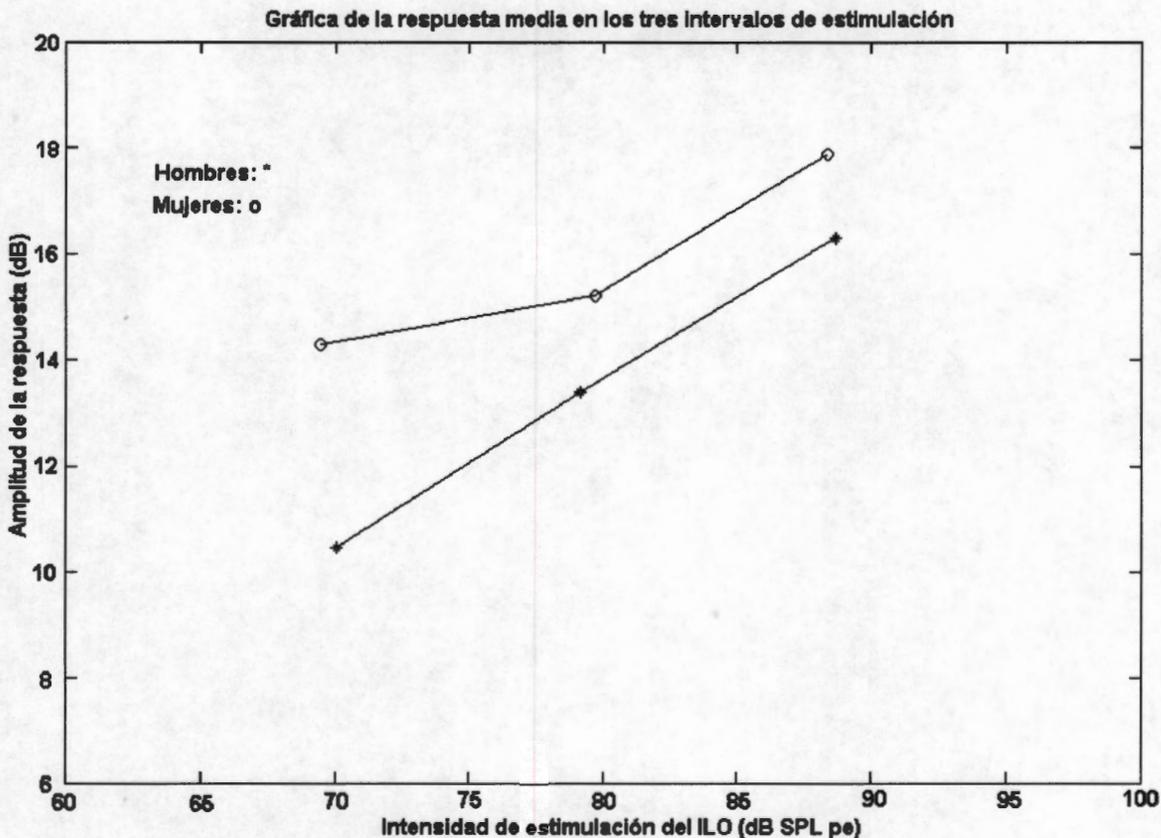


Figura 42. Curvas promedio de la amplitud de la respuesta a las tres intensidades de estimulación, baja (-9dB); media (0 dB) y alta (+9 dB). Observe que la amplitud de la respuesta aumenta con el aumento en la intensidad de la estimulación.

Los resultados están agrupados de acuerdo a tres niveles de intensidad para dicha prueba. Intensidad baja de -9 dB en el ILO-96; intensidad media, intensidad de referencia en el ILO-96 e intensidad alta de +9 dB en el ILO-96.

6.1.1.1 Intensidad Baja

En la figura 43 se ilustran las EOAT obtenidas con una estimulación de Intensidad Baja (C). Se observa el estímulo tanto en el tiempo (A) como en la frecuencia (B) y su respectiva EOA en el tiempo (D) y en la frecuencia (E). En la ventana de la respuesta (F) se observa una amplitud en la respuesta de 18.9 dB SPL_{pe}, así como el 98% de reproducibilidad entre los dos registros obtenidos simultáneamente, las respuestas A y B son casi idénticas. En esa misma ventana se observan los porcentajes de reproducibilidad y la amplitud de la respuesta obtenidos a diferentes frecuencias (1000, 2000, 3000, 4000 y 5000 Hz). Observe que los porcentajes de reproducibilidad son muy altos (97, 99, 97, 98 y 97 %, respectivamente) y la amplitud de las respuesta en dichas bandas se observa en la siguiente fila (16, 21, 16, 17 y 16 dB SPL_{pe}, respectivamente). Esta es una buena prueba de EOAT ya que se observa un estímulo de banda ancha y una respuesta reconocible.

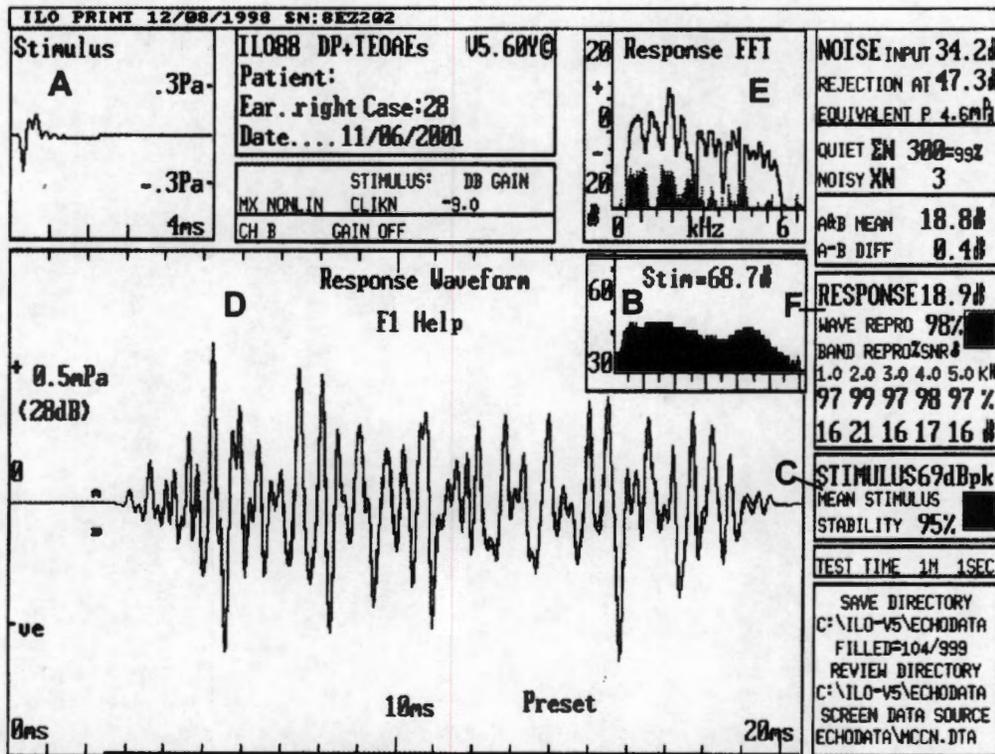


Figura 43. EOAT de un sujeto normoyente utilizando una estimulación con click de baja intensidad. En el recuadro (D) se observa la respuesta en el tiempo, y en el (E) la respuesta en el dominio de la frecuencia.

En la población estudiada las EOAT a esta intensidad de estimulación se presentaron en 9 de las 10 mujeres estudiadas y en 8 de los 10 hombres; aunque en 3 de cada uno de ellos la amplitud de la respuesta fue menor a 10 dB SPL_{pe}. En el caso de las mujeres, 5 presentaron respuesta a todas las bandas de frecuencia; 3 no presentaron respuesta en las bandas de 4000 y 5000 Hz, y 1 una más no presentó respuesta a 4000 Hz. En los hombres, 3 presentaron respuesta en todas las bandas de frecuencia, 4 no presentaron respuesta a 3000, 4000 y 5000 Hz y 1 no presentó respuesta en 5000 Hz. En la tabla 3 se muestran los resultados promediados tanto para mujeres como para hombres de los estimulación.

6.1.1.2 Intensidad Media

En la figura 44 se observan las EOAT de un sujeto normoyente a estimulación con click's de intensidad media (C). Se observa el estímulo tanto en el tiempo (A) como en la frecuencia (B) y su respectiva EOA en el tiempo (D) y en la frecuencia (E). En la ventana de la respuesta (F) se observa la amplitud de la respuesta, 20.0 dB SPL_{pe} en este caso, así como el porcentaje de reproducibilidad entre los dos registros obtenidos simultáneamente, 99%. En esa ventana se observan los porcentajes de reproducibilidad y la amplitud de la respuesta obtenidos a diferentes frecuencias (1000, 2000, 3000, 4000 y 5000 Hz). Los porcentajes de reproducibilidad son de 98, 99, 98, 98 y 98 % y la amplitud de la respuesta en dichas bandas de 18, 25, 19, 18 y 17 dB SPL_{pe}, respectivamente. La respuesta en este registro es mejor que la obtenida en el caso anterior, es decir, la EOAT aumenta de amplitud con el aumento de intensidad del estímulo.

En este intervalo de intensidad de estimulación, 9 mujeres y 10 hombres presentan respuesta. Al igual que a baja intensidad de estimulación, 5 mujeres presentaron respuesta en todas las bandas de frecuencia y 4 no presentaron respuesta en las bandas de 4000 y 5000 Hz. En el caso de los hombres, sólo 1 tiene respuestas en todas las bandas de frecuencia, 7 no presentaron respuesta a 5000 Hz, 1 a 3000 Hz y 1 a 4000 Hz.

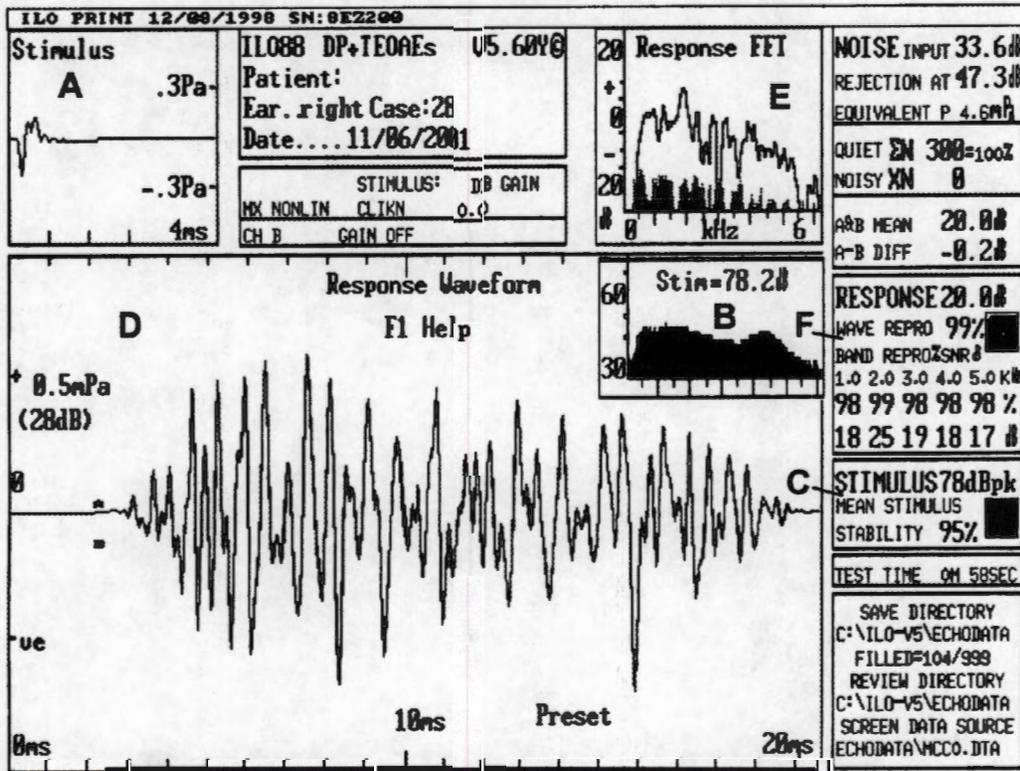


Figura 44. EOAT de un sujeto normoyente a estimulación con click de intensidad media - 0 dB-. En el recuadro (D) se observa la respuesta en el tiempo, y en el (E) la respuesta en el dominio de la frecuencia.

En la tabla 3 se muestran los resultados promediados tanto para mujeres como para hombres de los diferentes parámetros relevantes en el registro de EOAT a intensidad media de estimulación.

6.1.1.3 Intensidad Alta

Las EOAT de un sujeto normoyente a estimulación con altos niveles de intensidad (C) se observan en la figura 45. Se puede ver el estímulo tanto en el tiempo (A) como en la frecuencia (B) y su respectiva EOA en el tiempo (D) y en la frecuencia (E). En la ventana de la respuesta (F) se observa la amplitud de la respuesta, 21.7 dB SPL_{pe}, así como el porcentaje de reproducibilidad entre los dos registros obtenidos simultáneamente, que en este caso fue del 99%. En esa ventana se observan los porcentajes de reproducibilidad y la amplitud de la respuesta obtenidos a la frecuencia de 1000, 2000, 3000, 4000 y 5000 Hz.

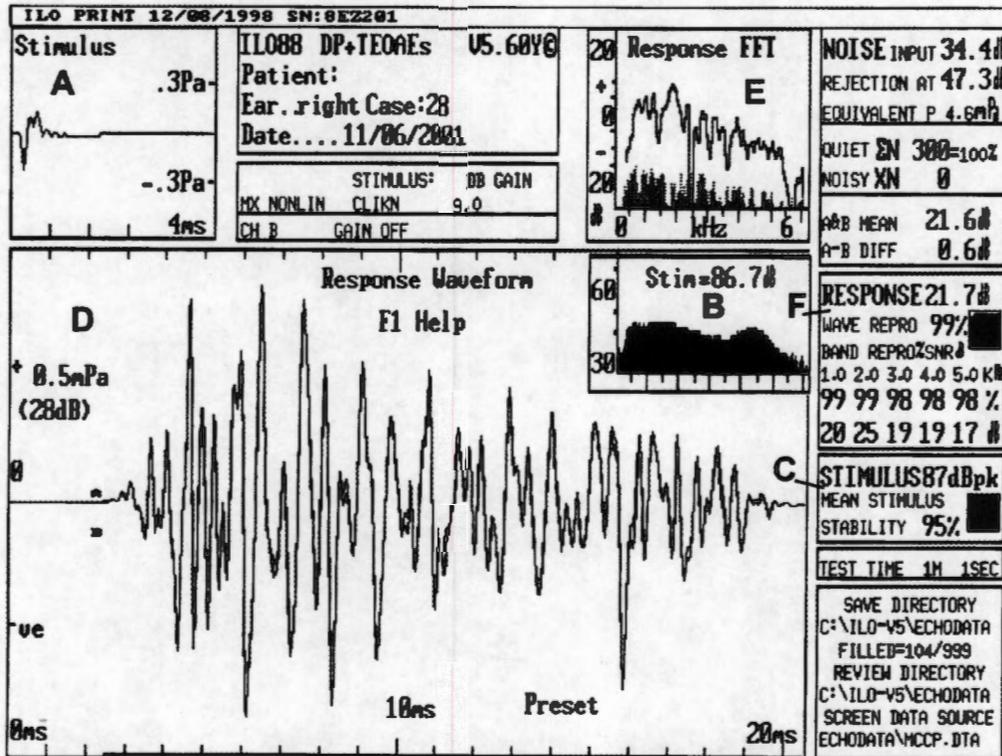


Figura 45. EOAT de un sujeto normoyente a estimulación con click's de +9 dB. En el recuadro (D) se observa la respuesta en el tiempo, y en el (E) la respuesta en el dominio de la frecuencia. La amplitud de la respuesta es mayor a la de los dos casos previos.

Siendo los porcentajes de reproducibilidad de 99, 99, 98, 98 y 98 %, y la amplitud de la respuesta en dichas bandas de 20, 25, 19, 19 y 17 dB SPL_{pe}, respectivamente. La respuesta en este registro es mejor que la obtenida en los casos anteriores, es decir, la EOAT aumenta de amplitud con el aumento de intensidad del estímulo.

A altas intensidades de estimulación, todas las mujeres y los hombres presentan EOAT. 4 mujeres presentaron respuesta en todas las bandas de frecuencia y 2 no presentaron respuesta en las bandas de 4000 y 5000 Hz. En el caso de los hombres, 3 tienen respuestas en todas las bandas de frecuencia, 5 no presentaron respuesta a 5000 Hz, y 1 no tiene respuesta en 4000 y 5000 Hz. En la tabla 3 se muestran los resultados promediados tanto para mujeres como para hombres a altas intensidades de estimulación.

	Estimulación Baja		Estimulación Media		Estimulación Alta	
	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres
Int. Estímulo (dB _{SPLpe})	68.24	70.91	79.9	79.5	88.23	88
Amp. Respuesta (dB _{SPLpe})	14.3	10.46	15.2	13.4	17.87	16.3
Reproducibilidad (%)	88.4	84.25	90.5	94	93.33	95
Estabilidad (%)	96	97	95.6	96.5	95.4	96.1
Bandas: 1000 Hz (%)	87.3	88	90.87	93.25	94.88	93.66
2000 Hz (%)	93.5	91.71	95	92.11	97	95.5
3000 Hz (%)	81.1	76.6	90.13	87.43	92	88
4000 Hz (%)	88.0	71	93.8	84.86	92.5	87.43
5000 Hz (%)	87.3	63	90.16	81.33	91.33	78.33

Tabla 3. Resultados de la prueba de EOAT en un grupo de 10 hombres y 10 mujeres, utilizando una estimulación click de intensidad baja, media y alta. Aún cuando la intensidad nominal fue de 84 -9, 84, y 84 + 9 dB _{SPL pe}, la intensidad efectiva sufre una variación extrema de aproximadamente ± 15 dB. Se observa que se presenta en todos los casos una buena reproducibilidad de la respuesta y estabilidad del estímulo durante la prueba. La amplitud de la respuesta aumenta conforme aumenta la intensidad de la estimulación. En todos los casos la amplitud de la respuesta es mayor en mujeres que en hombres.

Se realizó un análisis de la distribución de las respuestas máximas de las EOAT en las bandas de frecuencia especificadas en el ILO-96, con el objeto de identificar la o las frecuencias a las cuales la amplitud de la respuesta es mayor, obteniendo los resultados que se ilustran en las gráficas 46, 47 y 48, para los tres intervalos de clase utilizados.

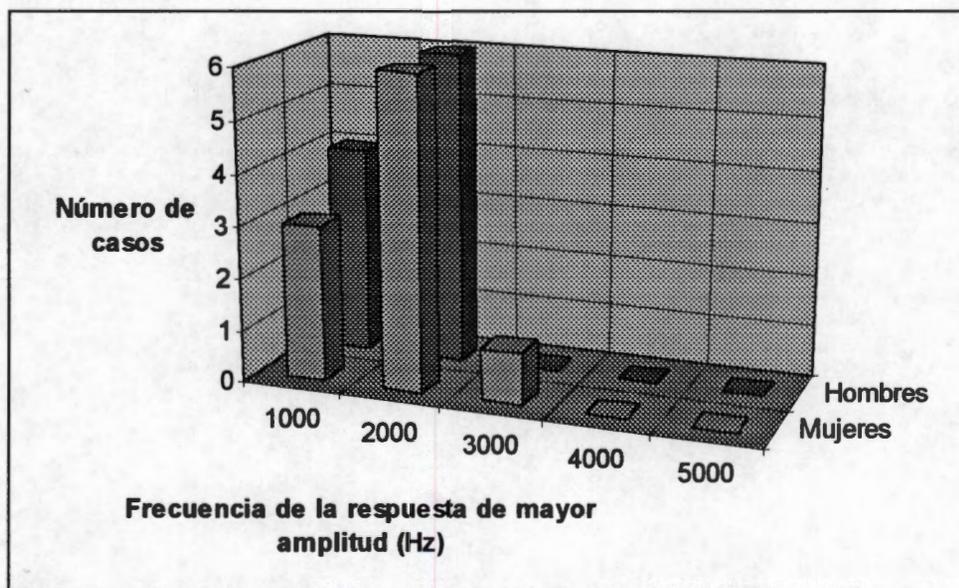


Figura 46. Distribución de frecuencia de la respuesta máxima obtenida a baja intensidad de estimulación en registros de EOAT con click's.

En la figura 46 y tabla 4 se observa que a bajas intensidades de estimulación (entre 65 y 75 dB _{SPL pe}) se presenta mayor amplitud de la respuesta en 2000 Hz para 12 casos, para 1000 Hz en 7 casos, y en 3000 Hz en un caso. En las mujeres se puede apreciar una

tendencia a que la frecuencia donde se presenta mayor amplitud en la respuesta es a 2000 Hz.

A intensidades medias de estimulación (entre 75.1 y 85 dB_{SPL pa}), 10 sujetos presentan mayor amplitud de la respuesta a 2000 Hz, 8 a 1000 Hz y 2 a 3000 Hz, ver figura 47 y tabla 4. En este caso también se observa que la frecuencia en la cual se presenta mayor amplitud en la respuesta en el caso de las mujeres es a 2000 Hz.

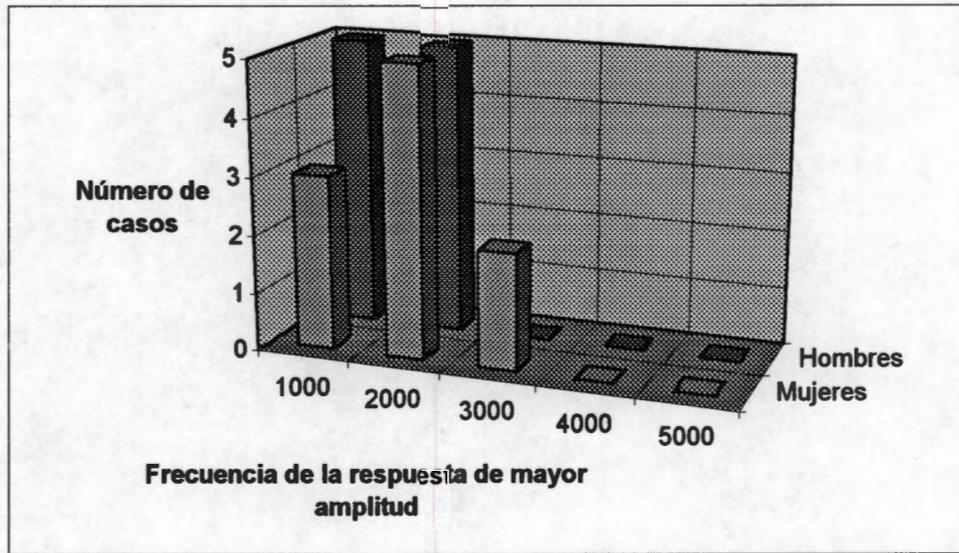


Figura 47. Distribución de frecuencia de la respuesta máxima obtenida a intensidades medias de estimulación en registros de EOAT con click's.

En la figura 48 se observa la respuesta a altas intensidades de estimulación (entre 85.1 y 95 dB_{SPL pa}). En este caso 12 sujetos presentan mayor amplitud de la respuesta a 2000 Hz y 8 a 1000 Hz. También se observa que a 2000 Hz es la frecuencia en la cual las mujeres tienen mayor amplitud de la respuesta. En la tabla 4 se puede observar el número de casos donde la respuesta es máxima en las diferentes bandas de frecuencia.

Bandas de Frecuencia	Estimulación Baja		Estimulación Media		Estimulación Alta	
	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres
1000	3	4	3	5	3	5
2000	6	6	5	5	7	5
3000	1	0	2	0	0	0
4000	0	0	0	0	0	0
5000	0	0	0	0	0	0

Tabla 4. Número de casos en los que se observa un máximo en la amplitud de la respuesta, dependiendo de la banda de frecuencias de la EOAT. Observe que es a la frecuencia de 2000 Hz donde se obtiene la máxima respuesta en las EOAT.

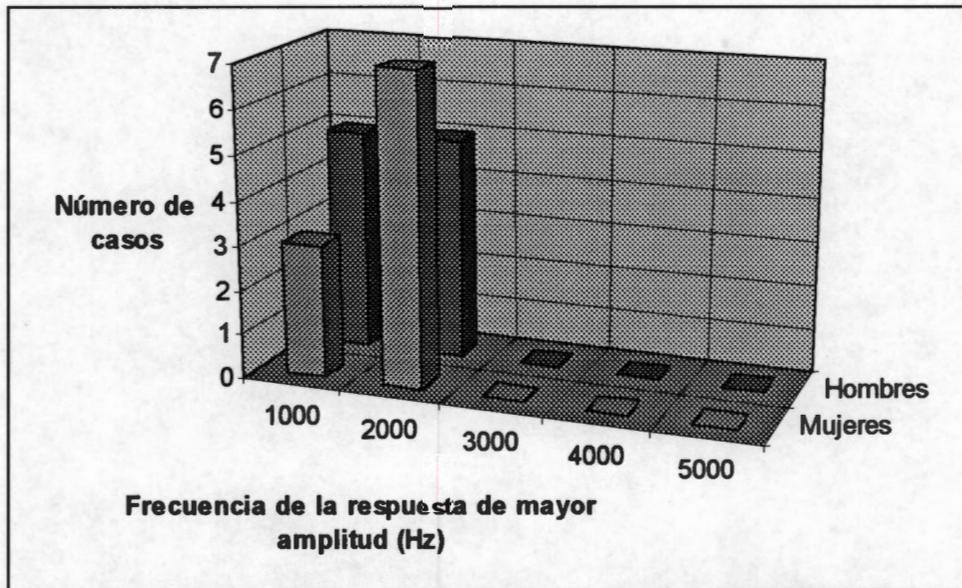


Figura 48. Distribución de frecuencia de la respuesta máxima obtenida a altas intensidades de estimulación en registros de EOAT con click's. Observe que la respuesta mas robusta se observa a los 2000 Hz.

6.1.2 Estimulación con Pip's

Se obtuvieron EOAT como las que se ilustran en la figura 49 para el caso de un sujeto normoyente con estimulación con un pip de 1000 Hz, a la intensidad de referencia del ILO-96 (C). Se puede ver el estímulo tanto en el tiempo (A) como en la frecuencia (B) y su respectiva EOA en el tiempo (D) y en la frecuencia (E). En la ventana de la respuesta (F) se observa la amplitud de la respuesta, 15.6 dB SPL_{pe} en este caso, y el porcentaje de reproducibilidad entre los dos registros obtenidos simultáneamente, que en este caso fue del 97%. En esa ventana se observan los porcentajes de reproducibilidad y la amplitud de la respuesta obtenidos a diferentes frecuencias, que en el caso de un tono de 1000 Hz sólo se observan respuestas a 1000 y 2000 Hz.

En este registro, los porcentajes de reproducibilidad son de 99 y 82 %, respectivamente; y las amplitudes de las respuestas en dichas bandas son de 20 y 6 dB SPL_{pe} .

Todos los sujetos estudiados presentaron EOAT a esta frecuencia, pero 5 mujeres y 3 hombres no presentaron respuesta en la banda de 2000 Hz. 3 hombres tuvieron EOAT de menos de 10 dB de intensidad. En la tabla 5 se observan los resultados promedio obtenidos en la población estudiada.

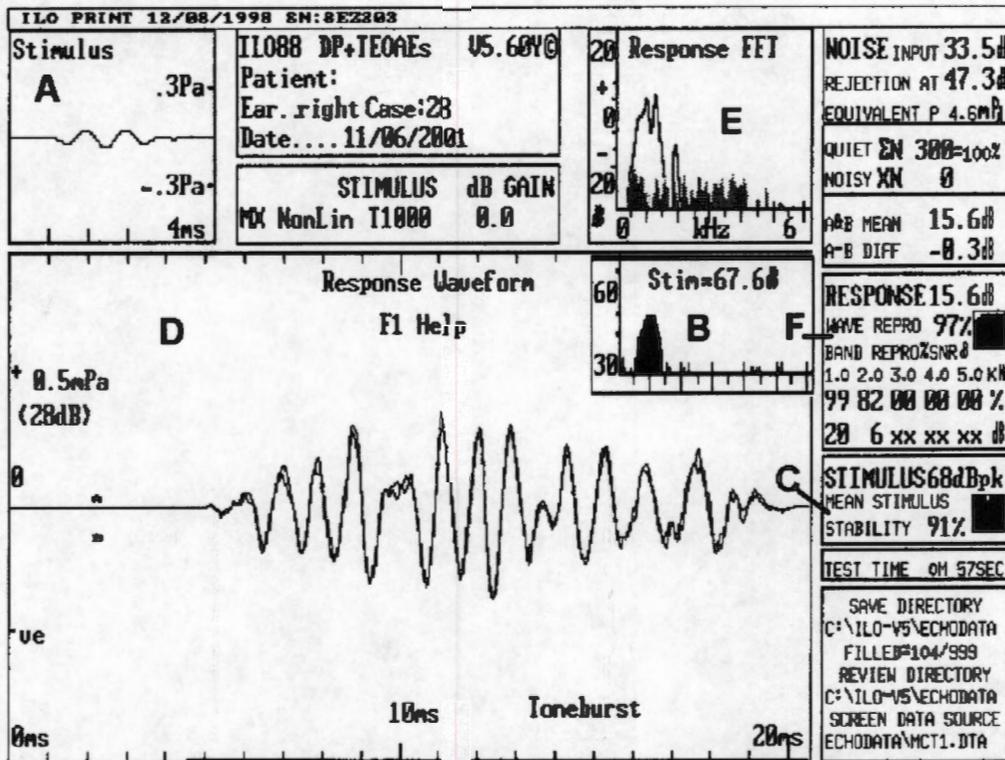


Figura 49. EOAT de un sujeto normoyente a estimulación con tono de 1000 Hz. En el recuadro (D) se observa la respuesta en el tiempo, y en el (E) la respuesta en el dominio de la frecuencia.

En el caso de la estimulación con un pip de 2000 Hz a la intensidad de referencia del ILO-96 (C), se observan registros como el de la figura 50. Se puede ver el estímulo tanto en el tiempo (A) como en la frecuencia (B) y su respectiva EOA en el tiempo (D) y en la frecuencia (E). En la ventana de la respuesta (F) se observa la amplitud de la respuesta, 18.8 dB SPL_{pe} en este caso, y el porcentaje de reproducibilidad, que en este sujeto fue del 98%. En esa ventana se observan los porcentajes de reproducibilidad y la amplitud de la respuesta obtenidos a diferentes frecuencias, que en el caso de un tono de 2000 Hz sólo se observaron respuestas a 1000, 2000 y 3000 Hz. Los porcentajes de reproducibilidad son de 97, 99 y 93 %, respectivamente; y las amplitudes de las respuestas en dichas bandas son de 15, 23 y 11 dB SPL_{pe}. Note que la mayor intensidad de respuesta se obtiene a la frecuencia de estimulación.

A esta frecuencia de estimulación, 1 mujer y 5 hombres no presentaron EOAT. En todos los demás sujetos se presentaron respuestas en las tres bandas de frecuencia. En la tabla 5 se resumen los resultados obtenidos a esta frecuencia de estimulación en los registros realizados.

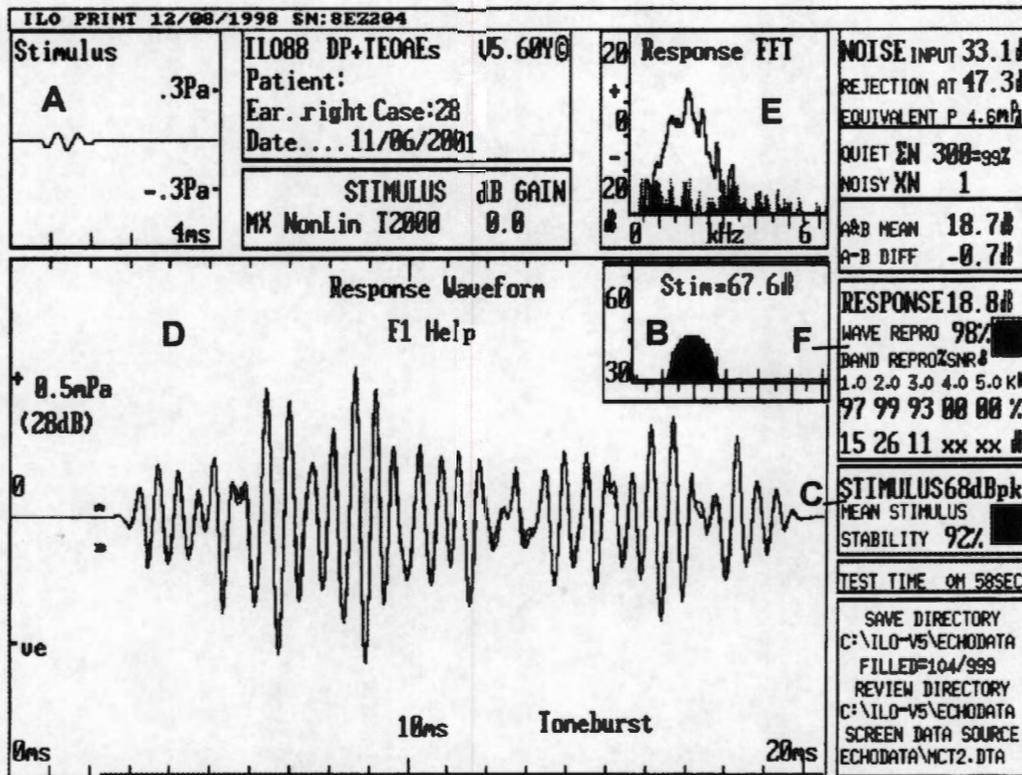


Figura 50. EOAT de un sujeto normoyente a estimulación con tono de 2000 Hz. En el recuadro (D) se observa la respuesta en el tiempo, y en el (E) la respuesta en el dominio de la frecuencia.

En los registros realizados con estimulación de pip's de 4000 Hz a la intensidad de referencia del ILO-96 (C), se obtienen EOAT como las que se observan en la figura 51. Se puede ver el estímulo tanto en el tiempo (A) como en la frecuencia (B) y su respectiva EOA en el tiempo (D) y en la frecuencia (E). En la ventana de la respuesta (F) se observa la amplitud de la respuesta, 13.7 dB SPL_{pe} en este caso, y el porcentaje de reproducibilidad del 95%. En esa ventana se observan los porcentajes de reproducibilidad y la amplitud de la respuesta obtenidos a diferentes frecuencias, que para un tono de 2000 Hz, no se observaron respuesta a 1000 Hz en la mayoría de sujetos estudiados. Los porcentajes de reproducibilidad en este sujeto son de 38, 91, 96, 99 y 97 %, respectivamente; y las amplitudes de las respuestas en dichas bandas son de -1, 10, 14, 20 y 15 dB SPL_{pe}. Observe que la mayor intensidad de respuesta se obtiene a la frecuencia de estimulación.

A esta frecuencia de estimulación, 3 mujeres y 7 hombres no presentaron EOAT. En el caso de las mujeres, 2 no tienen respuestas en 4000 y 5000 Hz, y en sólo 3 casos la intensidad de la respuesta fue mayor a 10 dB SPL_{pe}. Los 3 hombres que presentaron EOAT a esta frecuencia, tienen respuesta en 2000, 3000, 4000 y 5000 Hz. En la tabla 5 se ilustran los promedios de los resultados obtenidos en los sujetos estudiados.

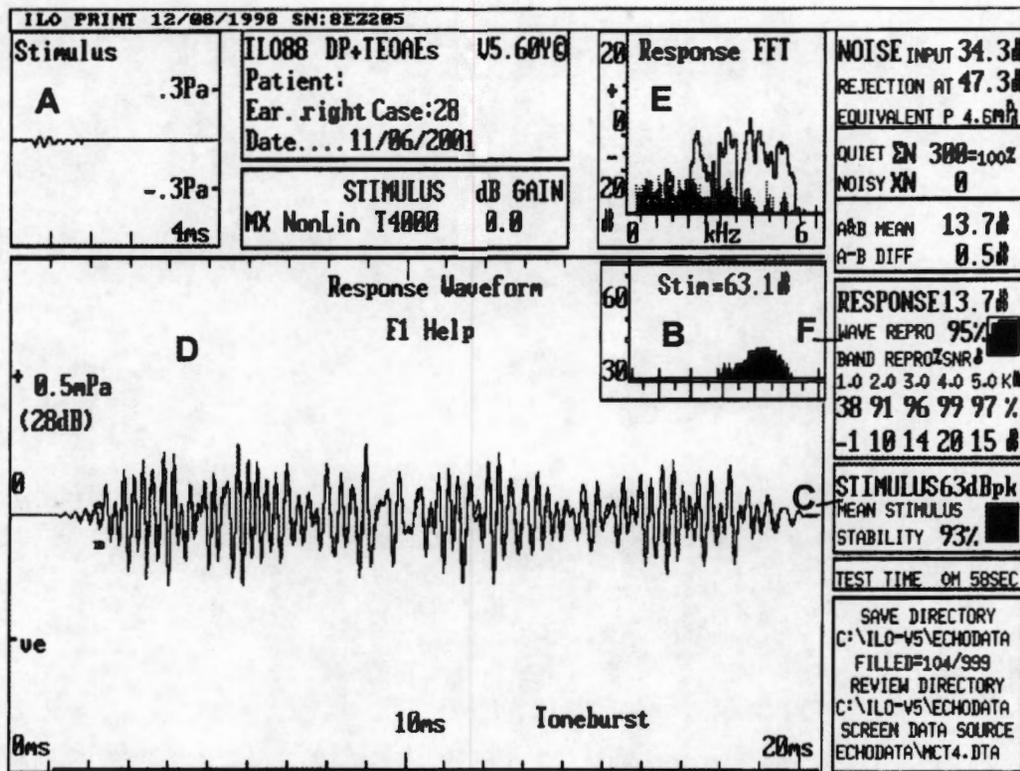


Figura 51. EOAT de un sujeto normoyente a estimulación con tono de 4000 Hz. En el recuadro (D) se observa la respuesta en el tiempo, y en el (E) la respuesta en el dominio de la frecuencia.

	PIP 1000 Hz		PIP 2000 Hz		PIP 4000 Hz	
	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres	Mujeres	Hombres
Int. Estímulo (dB _{SPLpe})	67.75	65.51	68	65	65.96	67.46
Amp. Respuesta (dB _{SPLpe})	14.56	14.54	15.64	13.7	9.03	8.2
Reproducibilidad (%)	93.14	94	91.5	92.2	77.16	75.33
Estabilidad (%)	92.8	82.88	90.16	89	88.33	85
Bandas: 1000 Hz (%)	95.71	94.1	89.6	82.4	83.8	77.33
2000 Hz (%)	81.4	73.2	94.85	96.4	87.33	91.66
3000 Hz (%)	0	0	88.6	79.2	95.2	92
4000 Hz (%)	0	0	0	0	93	83.33
5000 Hz (%)	0	0	0	0	0	0

Tabla 5. Resultados de la prueba de EOAT en un grupo de 10 hombres y 10 mujeres, utilizando una estimulación pip de 1000, 2000 y 4000 Hz a la intensidad de referencia del ILO-96. Se observa que existe respuesta en todos los casos y que la reproducibilidad de la respuesta y estabilidad del estímulo durante la prueba son menores que en los resultados obtenidos para estimulación con click's. La amplitud de la respuesta disminuye conforme aumenta la frecuencia de estimulación; siendo mayor en las mujeres que en los hombres.

6.1.3 EOAT en los casos de estudio

En el caso de los sujetos con pérdidas auditivas, éstos no presentaron EOAT debido a que como se mencionó anteriormente, las EOAT sólo aparecen en sujetos con niveles audiométricos de audición ≤ 20 dB HL. En la figura 52 se observa un registro de EOAT con click's de intensidad media para uno de los sujetos hipoacúsicos. Observe que aunque el registro presentó una buena estabilidad y el porcentaje de ruido no fue muy alto, no se obtuvo ninguna señal de la EOA. Tampoco se pudo lograr un buen sello de la sonda en su conducto auditivo.

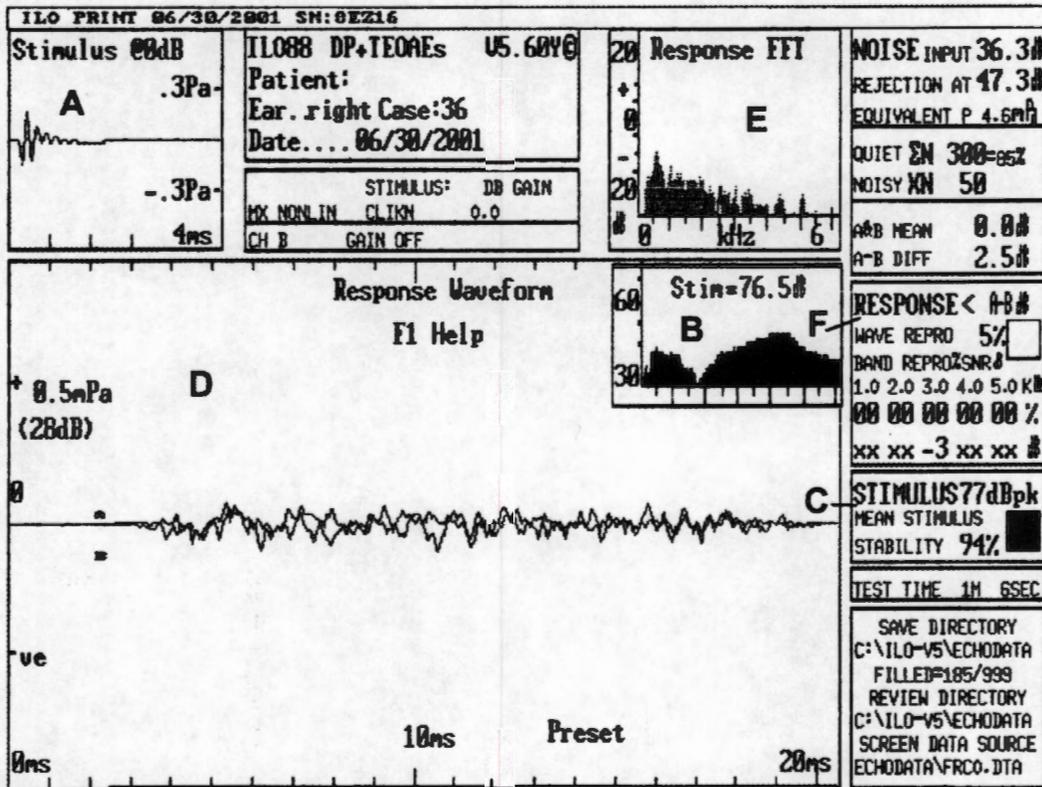


Figura 52. EOAT de un sujeto hipoacúsico a estimulación con click's de intensidades medias.

En la figura 53 se observa el registro de EOAT con alta intensidad de estimulación para el otro sujeto hipoacúsico. En este caso tampoco se obtiene ninguna respuesta.

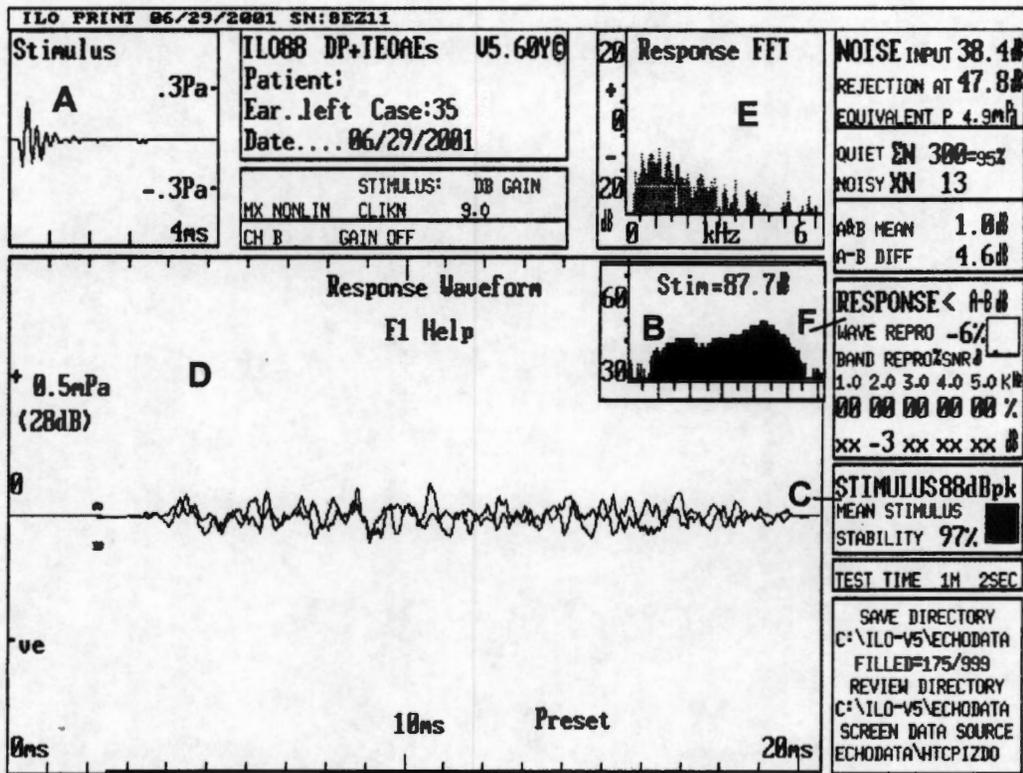


Figura 53. EOAT de un sujeto hipoacúsico a estimulación con click's de altas intensidades de estimulación.

6.2 POTENCIALES EVOCADOS AUDITIVOS DE TALLO

6.2.1 Click's

Después de procesar las épocas de EEG obtenidas a partir de la prueba de EOA se obtuvo el potencial evocado de tallo en una ventana de 20 mseg. Para corroborar que se trataba de un potencial de tallo, se compara con un potencial de tallo obtenido de forma similar a como se estila en la clínica. En la figura 54 se observan los Potenciales de tallo clínicos (PEATCc) junto con los PEATCe para tres intensidades. El trazo superior corresponde a un PEATCc con estimulación de 80 dB nHL, el segundo, tercero y cuarto corresponden a los PEATCe a alta intensidad, media y baja intensidad de estimulación respectivamente; el quinto está asociado al PEATCc a 60 dB nHL y el último corresponde a un PEATCc a 40 dB nHL. Como se puede ver en la figura, los tres registros de actividad eléctrica generados con los estímulos de ILO tienen una morfología similar, y presentan un corrimiento en latencias asociado a la intensidad del estímulo, siguiendo la misma conducta de la función intensidad - latencia de un PEATC clínico. En la gráfica se muestran las amplitudes y latencias asociadas al pico que fue más consistente en la población estudiada, y que concuerda con uno de los picos del PEATC clínico.

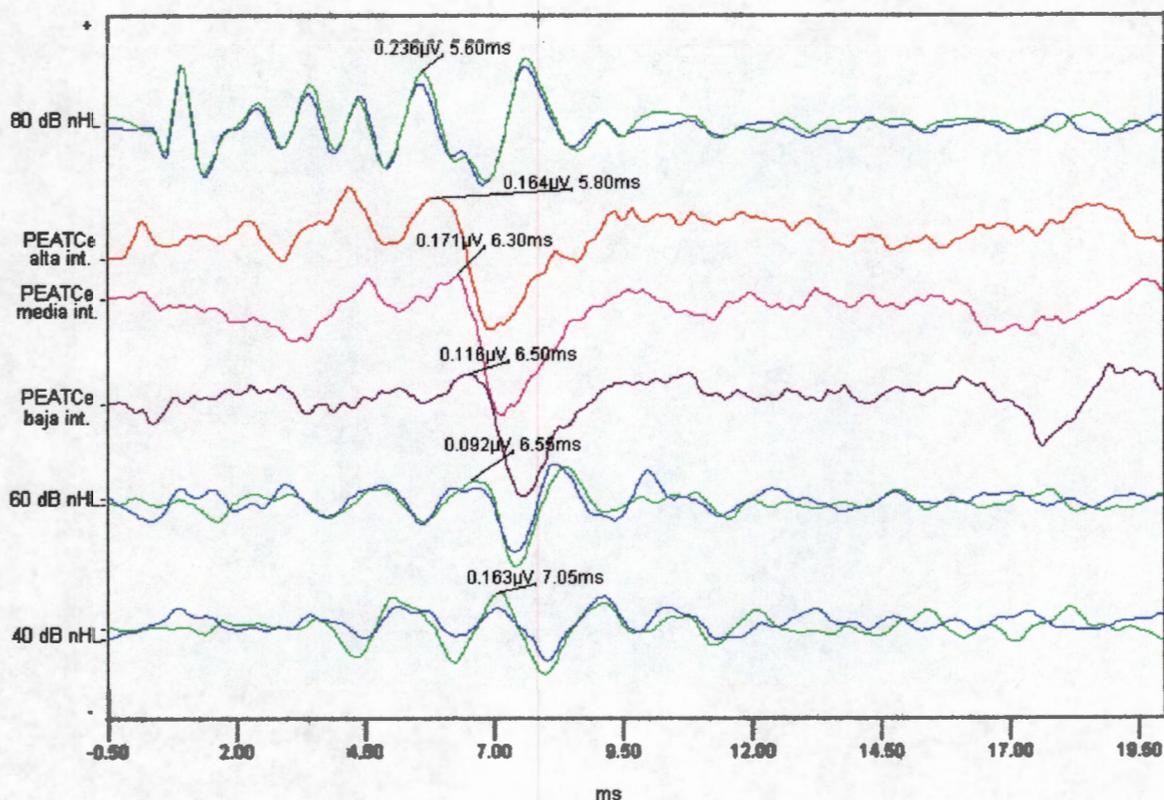


Figura 54. Latencias y amplitudes del pico V en los PEATC clínicos, junto con los respectivos valores para las respuestas obtenidas a partir de la estimulación del ILO-96 en un mismo sujeto.

El pico al que se asocia similitud con el PEATC clínico, es a la onda V. En la mayoría de registros realizados, la distribución de intensidades de todos los potenciales obtenidos para cada sujeto presenta el mismo orden que el ilustrado en la figura 54, es decir, la onda V de menor latencia es la asociada al PEATC clínico a 80 dB_{nHL} de intensidad de estimulación; a continuación se encuentran los PEATC asociados a las tres intensidades de estimulación del ILO-96, y finalmente los PEATC clínicos asociados a las intensidades de 60 y 40 dB_{nHL}. Como los valores de intensidad de estimulación del ILO-96 no se encuentran en la misma escala que los utilizados para evocar el potencial de tallo clínico, se realizaron curvas de latencia vs. intensidad para cada sujeto, con el fin de tratar de relacionar las intensidades de estimulación del ILO-96 con las utilizadas en la clínica para los PEATC. En la gráfica 55 se observan las curvas de latencia vs. intensidad para algunos de los sujetos estudiados, tanto de los PEATCc (o) como de los PEATCe (*). Para poder realizar este ajuste de las dos gráficas se encontró un desfase entre las intensidades de las dos pruebas de 12 dB_{nHL}. Al restar 12 dB a cada una de las intensidades de estimulación nominales del ILO-96, se generaron intensidades, que con las respectivas latencias del pico V asociadas a cada una de ellas, producen las curvas que se observan en la figura. Se puede apreciar cómo las curvas asociadas a los PEATCe encajan en las intensidades de estimulación de la prueba clínica, ubicándose casi en la misma zona donde se encuentran los PEATCc.

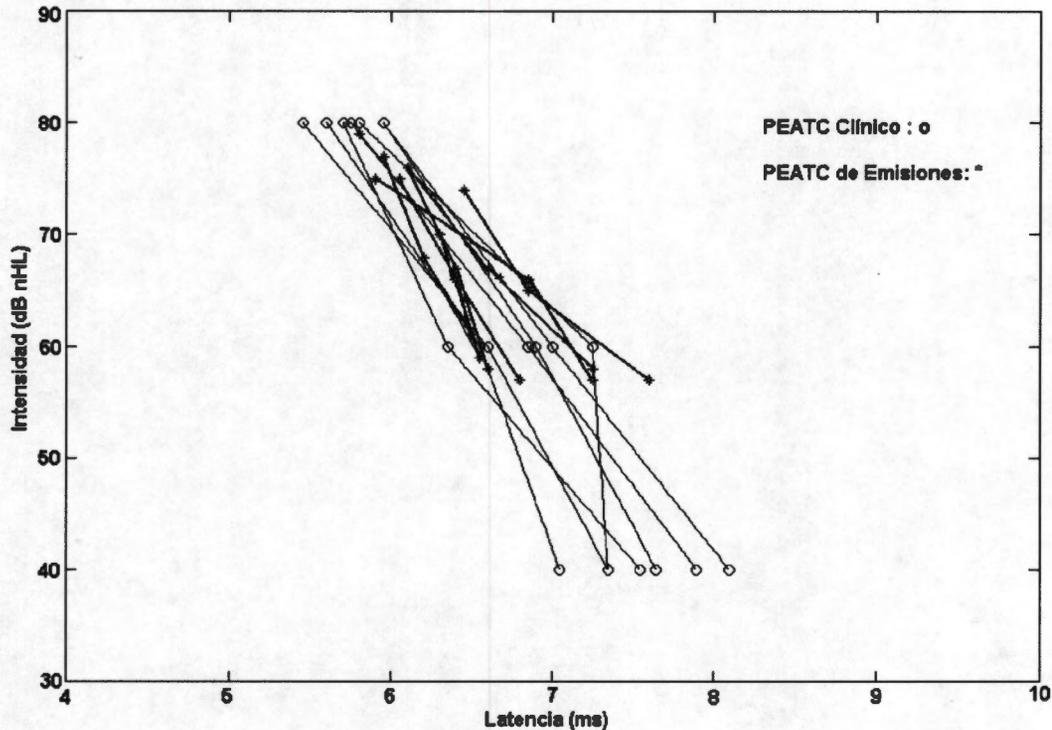


Figura 55. Curvas de latencia – intensidad de la onda V para los PEATCc y los PEATCe en varios sujetos.

Se realizó un análisis de los valores obtenidos tanto de intensidad como de latencia en los PEATCe, obteniéndose un promedio para cada parámetro en los intervalos de intensidad generados previamente para el ILO-96, los resultados se consignan en la tabla 6.

Intervalos de intensidades	Latencia (ms)	Intensidad (dB nHL)
Bajo	6.94 ± 0.4	58 ± 1.46
Medio	6.51 ± 0.25	67 ± 1.63
Alto	6.05 ± 0.21	76 ± 1.63

Tabla 6. Promedios de latencias e intensidades de la onda V asociada al PEATCe.

Una forma de comparar si los valores de las latencias de la onda V de los PEATCc y de los PEATCe son semejantes, es a través de un análisis de varianza (ANOVA) entre las latencias de los dos grupos. El propósito de este método estadístico es determinar cuándo existe diferencia entre grupos en una característica en particular. Se compara la varianza (grado de dispersión de los datos alrededor del valor medio) de dos o más grupos con el objeto de conocer si los dos grupos son semejantes o diferentes en una característica en particular objeto de estudio. En este caso, se analizaron las latencias de la onda V en todos los registros realizados a cada sujeto. Primero se promediaron las latencias de la onda V de las 3 respuestas de PEATCc, y luego se promediaron las latencias de la onda V de las 3 respuestas de PEATCe. Se generó una matriz con los promedios de las latencias de la onda V para los dos tipos de PEATC, y se procedió a

realizar el análisis de varianza entre los dos grupos. La hipótesis nula es que la latencia de la onda V del PEATCc es semejante a la latencia de la onda V encontrada en los PEATCe; y la hipótesis alterna es que las latencias de las ondas V de los dos tipos de potenciales no son semejantes. La idea de promediar las latencias en cada grupo de PEATC es para observar la tendencia de los datos a lo largo de las diferentes intensidades de estimulación.

Los resultados de ese análisis se resumen en la tabla 7. El ANOVA es una técnica en la que la varianza total de un conjunto de datos se divide en varios componentes y cada uno de ellos se asocia a una fuente específica de variación, de manera que durante el análisis es posible encontrar la magnitud con la que contribuye cada una de las fuentes con la variación total. La variación entre grupos, llamada suma de cuadrados entre grupos (SC_{entre}), se observa en la primera columna, primer renglón de la tabla, con un valor de 0.41; que representa la suma de las desviaciones al cuadrado de la media grupal con respecto a la media total, multiplicadas por el tamaño de los grupos. La variación dentro del grupo, llamada suma de cuadrados dentro del grupo (SC_{dentro}), primera columna, segundo renglón, es de 2.32; representa la desviación de una latencia del valor medio de ese grupo. Y en el último renglón de la primera columna se encuentra la desviación total, suma de cuadrados total (SC_{total}), que es la suma de los cuadrados de las desviaciones de cada observación a partir de la media de todas las observaciones en conjunto. En la segunda columna se encuentra el número de grados de libertad (gl) entre y dentro de los grupos. El número de grados de libertad entre grupos es igual a $k-1$, dentro de grupos es $n-k$, y total es $n-1$. En este caso $k=2$ y $n=42$. La tercera columna es la varianza entre y dentro de los grupos, llamadas cuadrados de la media dentro y entre grupos (CM), y se calculan dividiendo los resultados de la primera columna entre los grados de libertad correspondientes de la segunda columna. Por último, el valor de F, relación entre varianzas, se obtiene dividiendo los resultados de CM_{entre} / CM_{dentro} .

$H_0: \alpha_1 = \alpha_2$ (la latencia de la onda V del PEATCc es semejante a la latencia de la onda V encontrada en los PEATCe).

$H_1: \alpha_1 \neq \alpha_2$ (la latencia de la onda V del PEATCc no es semejante a la latencia de la onda V del PEATCe).

ANOVA				
	SC	gl	CM	F
Entre	0.4101	1	0.4101	7.083
Dentro	2.316	40	0.05789	
Total	2.726	41		

Tabla 7. Análisis de varianza de la latencia de la onda V en el PEATCc y en el PEATCe. Se observa que la variación entre grupos es menor que la variación dentro de un grupo, lo que significa que los valores medios de los grupos son semejantes.

Para saber si la hipótesis nula (H_0) se rechaza o no, se aplica la Prueba F.

Si $F > F_{K-1, n-K, 1-\alpha}$ entonces se rechaza H_0 ; y si $F \leq F_{K-1, n-K, 1-\alpha}$ entonces se acepta H_0 . Donde k es el número de grupos que se están analizando y n es el número de datos.

En la tabla 7 se observa que para este caso, $F_{1,80,.99} = 7.083$ y

$$F_{K-1,n-K,1-\alpha} = F_{1,40,.99} = 7.31$$

Entonces, $F < F_{K-1,n-K,1-\alpha}$, y por consiguiente $p < 0.01$.

Por lo tanto, se acepta H_0 , es decir, la latencia de la onda V del PEATCc tiene un comportamiento semejante a la latencia de la onda V del PEATCe. Con esto se demuestra estadísticamente que el pico observado en el PEATCe corresponde de alguna manera con la onda V del PEATCc, y que sigue la misma función latencia vs. intensidad observada en la clínica.

6.2.1.1 Latencia y amplitud del PEATCe

6.2.1.1.1 Intensidad baja

En la figura 56 se pueden ver los PEATCe obtenidos a bajas intensidades de estimulación del ILO-96 en diferentes sujetos. Se observa una morfología similar entre los diferentes sujetos, y es clara la aparición de un pico positivo entre 6 y 7 ms, seguido por un gran valle.

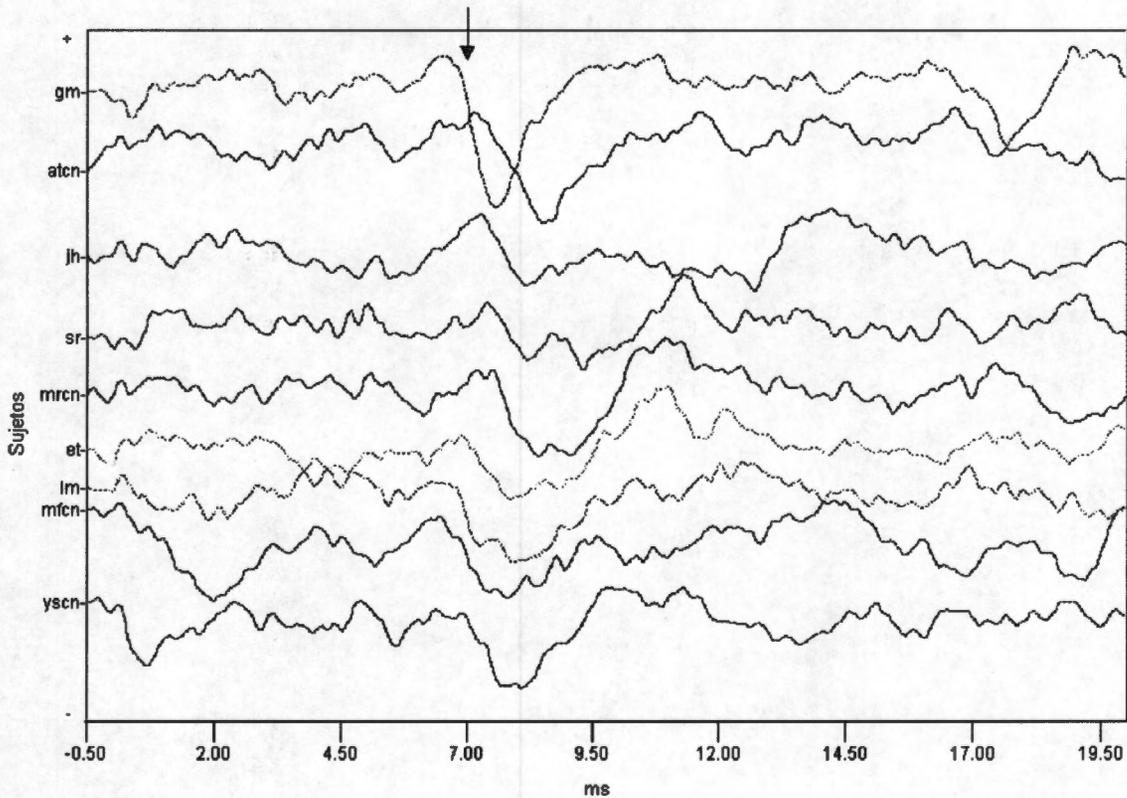


Figura 56. PEATCe a baja intensidad, 60 a 75 $_{dB SPL pe}$, de estimulación en diferentes sujetos.

El promedio de las latencias de ese pico en la población estudiada es de 6.94 ± 0.4 ms. En cuanto a las amplitudes, son muy variables, sin embargo el promedio entre los registros más parecidos fue de 0.07 ± 0.03 μV .

6.2.1.1.2 Intensidad media

En la figura 57 se ilustran los PEATCe asociados a intensidades medias de estimulación del ILO. Se observan las diferentes latencias e intensidades del pico V de diferentes sujetos. Las latencias son similares, pero las amplitudes varían entre los sujetos. El valor medio de latencias entre todos los sujetos analizados es de 6.51 ± 0.25 ms, la amplitud promedio fue de 0.14 ± 0.06 μ V.

6.2.1.1.3 Intensidad alta

Para el caso de los PEATCe asociados a altas intensidades de estimulación del ILO-96, el valor medio de latencias entre todos los sujetos analizados es de 6.05 ± 0.21 ms, la amplitud promedio fue de 0.16 ± 0.05 μ V, los PEATC para esta intensidad de estimulación se ilustran en la figura 58.

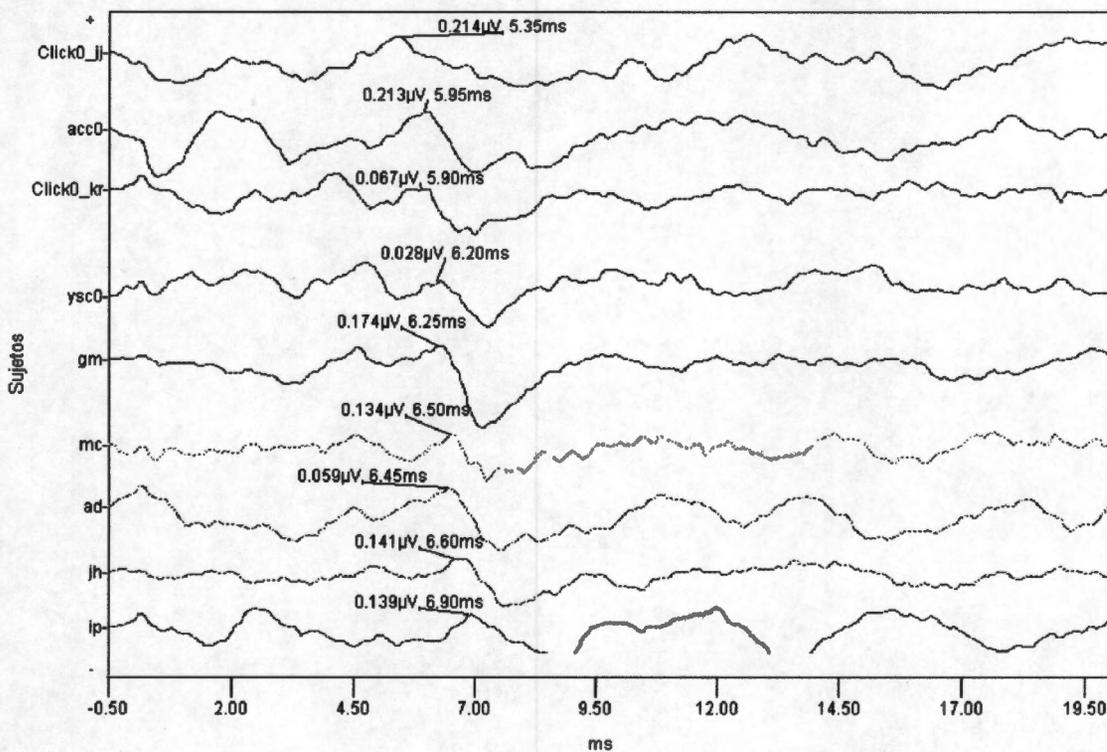


Figura 57. PEATCe a intensidad media, 75.1 a 85 dB SPL_{pe}, de estimulación en diferentes sujetos.

En la tabla 8 se resumen los resultados promedio obtenidos a diferentes intensidades de estimulación tanto de latencias como de amplitudes de la onda V en el PEATCe.

Intensidad	Latencia (ms)	Amplitud (μ V)
Alta	6.05 ± 0.21	0.16 ± 0.05
Media	6.51 ± 0.25	0.14 ± 0.06
Baja	6.94 ± 0.4	0.07 ± 0.03

Tabla 8. Latencias y amplitudes promedio de la onda V del PEATCe a diferentes intensidades

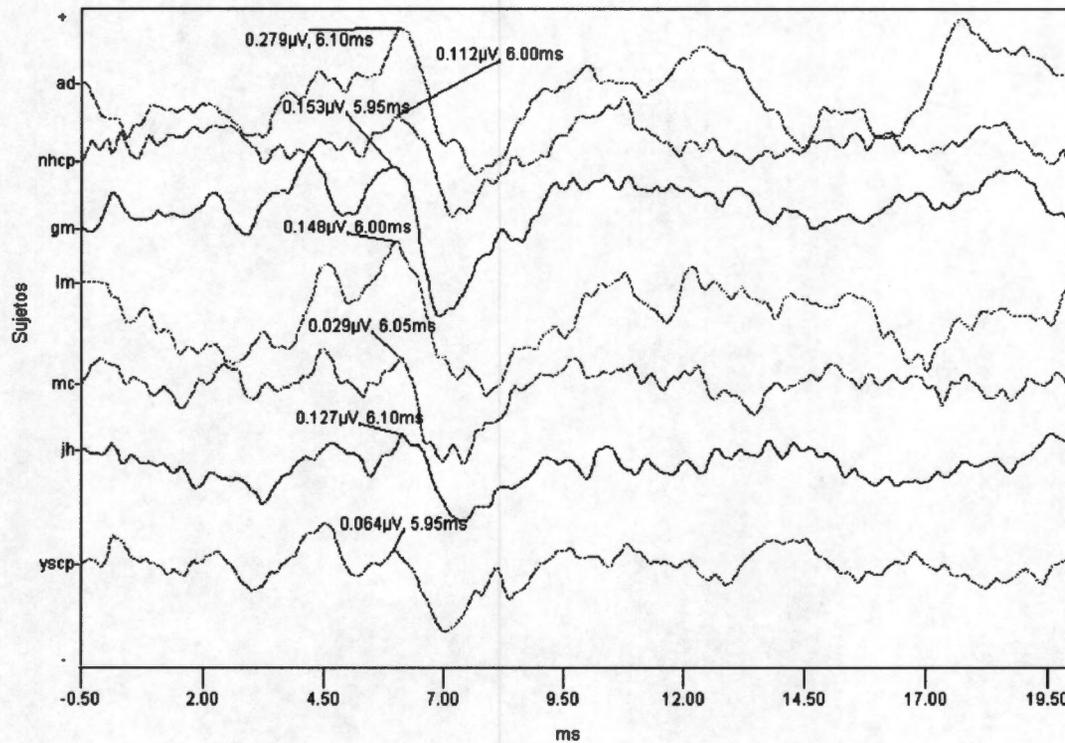


Figura 58. PEATCe a alta intensidad de estimulación, 85.1 a 95 dB SPL_{pe}, en diferentes sujetos.

En tabla 8 se observa que a mayor intensidad de estimulación hay una menor latencia y mayor amplitud de la onda V del PEATCe, al igual que lo reportado en la clínica. Además la dispersión de los datos o desviación estándar disminuye a mayor intensidad de estimulación.

6.2.1.1.4 Latencia de la onda V a diferentes intensidades

Se realizó un análisis de varianza de las latencias de la onda V de los diferentes sujetos en los 3 grupos de intensidades de estimulación, para corroborar que las latencias de la onda V del PEATCe varían con la intensidad de estimulación, como ocurre con los PEATCc. Los resultados de este análisis se resumen en la tabla 9.

La hipótesis nula es que las latencias de la onda V del PEATCe a diferentes intensidades de estimulación (baja, media y alta) son semejantes.

La hipótesis alterna es que las latencias de la onda V del PEATCe a las tres intensidades de estimulación no son semejantes, por lo menos hay diferencias en dos intensidades.

$H_0: \alpha_1 = \alpha_2 = \alpha_3$ (las latencias de la onda V del PEATCe a diferentes intensidades de estimulación son semejantes).

$H_1: \alpha_1 \neq \alpha_2 \neq \alpha_3$ (las latencias de la onda V del PEATCe a diferentes intensidades de estimulación no son semejantes).

En la tabla 9 se observa que la variación entre los grupos es de 4.215 y la variación dentro de los grupos es de 2.455. Las respectivas varianzas son de 2.107 y de 0.055.

ANOVA				
	SC	gl	CM	F
Entre	4.215	2	2.107	38.63
Dentro	2.455	45	0.05456	
Total	6.67	47		

Tabla 9. Análisis de varianza de la latencia de la onda V en el PEATCe a diferentes intensidades de estimulación. Observe que la variación entre grupos es mayor que la variación dentro de los grupos, por lo tanto se concluye que las latencias de la onda V del PEATCe cambian con la intensidad de estimulación.

Para saber si la hipótesis nula (H_0) se rechaza o no, se aplica la Prueba F.

Si $F > F_{K-1, n-K, 1-\alpha}$ entonces se rechaza H_0 ; y si $F \leq F_{K-1, n-K, 1-\alpha}$ entonces se acepta H_0 . Donde k es el número de grupos que se están analizando y n es el número de datos.

En la tabla 9 se puede observar que el valor de F para este caso es de 38.63 y

$$F_{K-1, n-K, 1-\alpha} = F_{2, 45, 0.999} = 8.25$$

Entonces, $F > F_{K-1, n-K, 1-\alpha}$

Por lo tanto, se rechaza H_0 , es decir, las latencias de la onda V del PEATCe varían con la intensidad de estimulación como ocurre en los PEATCc.

La figura 59 es un diagrama de caja, la cual revela información respecto a la magnitud de la dispersión de los datos, localización de la concentración de los datos y de su simetría. En el eje x se representan los grupos (variables de interés), en este caso las intensidades de estimulación, y en el eje y se ubican variables responsables, latencias asociadas a cada intensidad de estimulación. Se calcula la mediana, valor al cual los datos quedan divididos en dos mitades iguales, el 25° y 75° percentil, es decir, los puntos $\frac{1}{4}$ y $\frac{3}{4}$ a lo largo de la muestra ordenada. Posteriormente se grafica la mediana de cada grupo, y para dibujar la caja se coloca el percentil 25° como límite inferior y el percentil 75° como límite superior. La caja representa el 50% de los datos, es decir, el "cuerpo" de los datos. Luego se dibuja una línea desde el percentil inferior hasta el valor mínimo de latencia y otra del percentil superior al valor máximo de latencia de cada grupo. Resumiendo, el diagrama de caja representa dónde se encuentra ubicado el 50% de los datos, la mediana y los puntos extremos de cada grupo.

En este caso se observa la dispersión de latencias de la onda V del PEATCe en función de las intensidades de estimulación. Se observa que el rango de variabilidad de latencias en la población estudiada disminuye con el aumento de la intensidad del estímulo. En esa gráfica se puede ver cómo al aumentar la intensidad de estimulación, la latencia de la onda V del PEATCe disminuye, y se observa que el comportamiento de cada grupo (cada intensidad) tiene diferentes latencias.

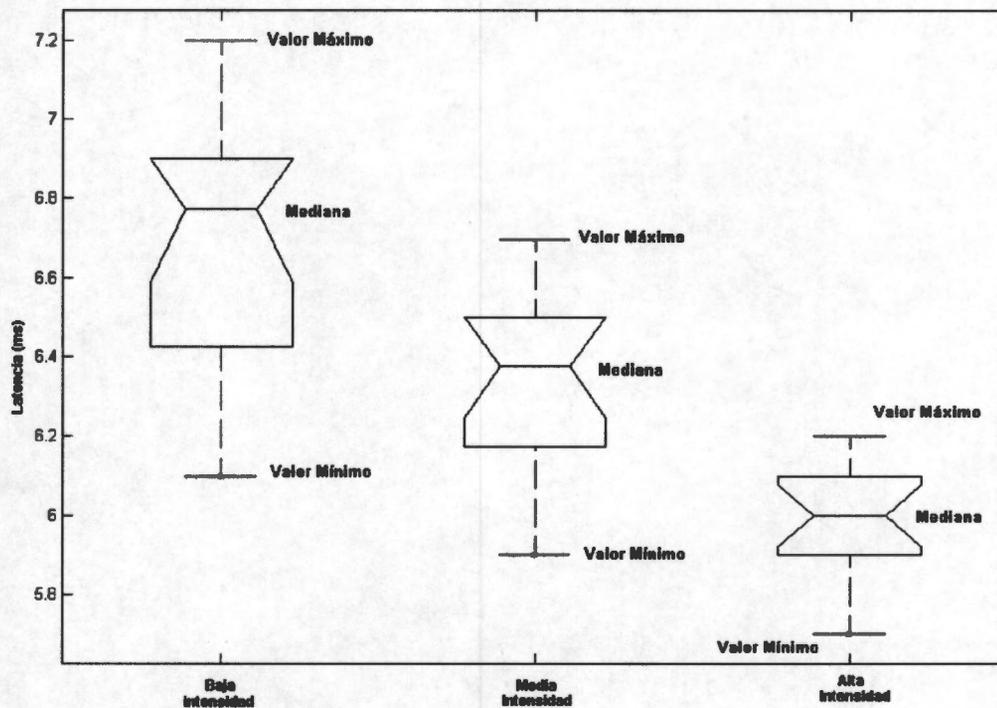


Figura 59. Variabilidad de latencia de la onda V del PEATCe en función de la intensidad de estimulación. Observe que el rango de variación de los datos a baja intensidad de estimulación es mayor que el obtenido a altas intensidades de estimulación, y que las medianas de los tres grupos se encuentran ubicadas en diferentes latencias.

6.2.1.1.5 Amplitud de la onda V a diferentes intensidades

Para corroborar que las amplitudes de la onda V del PEATCe varían con la intensidad de estimulación, se realizó un ANOVA de las amplitudes de la onda V de los diferentes sujetos en los 3 grupos de intensidades de estimulación. Los resultados de este análisis se resumen en la tabla 10.

La hipótesis nula es que las amplitudes de la onda V del PETACE a diferentes intensidades de estimulación son semejantes.

La hipótesis alterna es que las amplitudes de la onda V del PETACE a diferentes intensidades de estimulación no son semejantes.

$H_0: \alpha_1 = \alpha_2 = \alpha_3$ (las amplitudes de la onda V del PEATCe a diferentes intensidades de estimulación son semejantes).

$H_1: \alpha_1 \neq \alpha_2 \neq \alpha_3$ (las amplitudes de la onda V del PEATCe a diferentes intensidades de estimulación no son semejantes).

ANOVA				
	SC	gl	CM	F
Entre	0.0475	2	0.02375	10.39
Dentro	0.0823	36	0.002286	
Total	0.1298	38		

Tabla 10. Análisis de varianza de la amplitud de la onda V en el PEATCe a diferentes intensidades de estimulación. En este caso la variación entre grupos es menor que la variación dentro de los grupos; pero el valor de F obtenido es mayor que el utilizado en la prueba F, de tal manera que se concluye que las amplitudes de la onda V del PEATCe varían con la intensidad de estimulación.

Para saber si la hipótesis nula (H_0) se rechaza o no, se aplica la Prueba F.

Si $F > F_{K-1, n-K, 1-\alpha}$ entonces se rechaza H_0 ; y si $F \leq F_{K-1, n-K, 1-\alpha}$ entonces se acepta H_0 . Donde k es el número de grupos que se están analizando y n es el número de datos.

En la tabla 10 se observa que $F_{2, 18, .999} = 10.39$ y

$$F_{K-1, n-K, 1-\alpha} = F_{2, 36, .999} = 8.25$$

Entonces, $F > F_{K-1, n-K, 1-\alpha}$.

Por lo tanto, se rechaza H_0 , es decir, las amplitudes de la onda V del PETACe cambian a diferentes intensidades de estimulación, como ocurre en la mayoría de respuestas evocadas auditivas. Se espera que a mayor intensidad de estimulación, la amplitud de la respuesta fuese mayor.

En la gráfica 60 se ilustra el diagrama de caja asociado a este ANOVA. Observe la dispersión de amplitud de la onda V del PEATCe en función de las intensidades de estimulación, y al observar los puntos extremos de cada grupo se aprecia que el rango de variabilidad de amplitudes en la población estudiada aumenta con el aumento de la intensidad del estímulo. Además las medianas del grupo de intensidad media y del de alta intensidad son muy similares, como se había observado en los resultados mencionados anteriormente para los diferentes intervalos de clase.

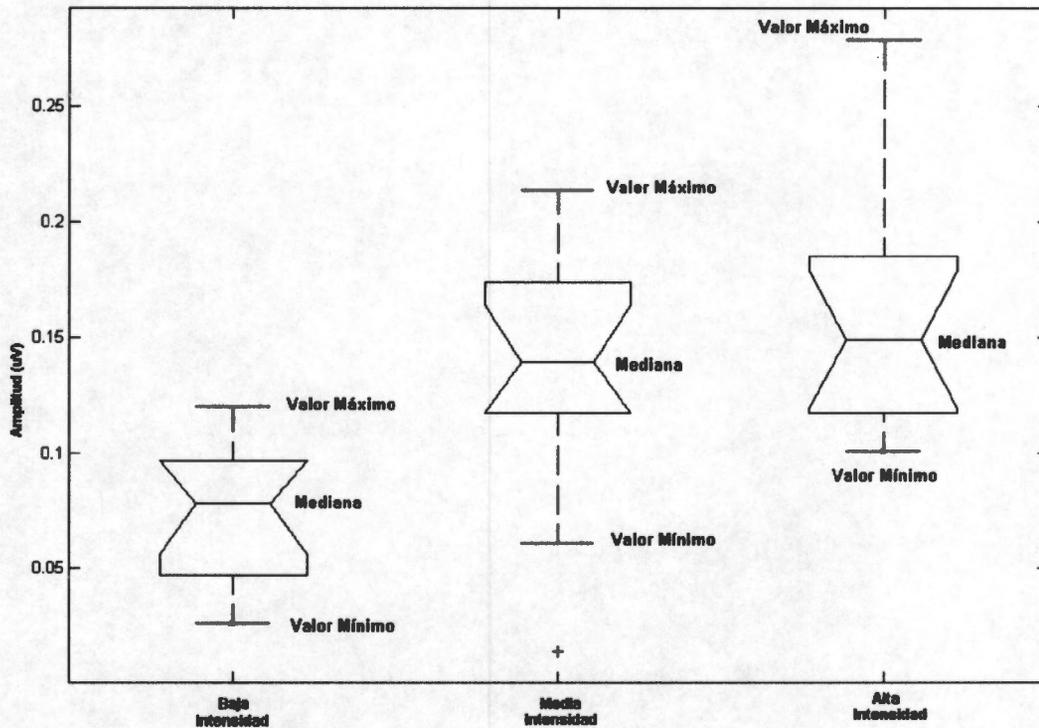


Figura 60. Variabilidad de amplitud de la onda V del PEATCe en función de la intensidad de estimulación. Observe que el rango de variación de los datos a baja intensidad de estimulación es menor que el obtenido a altas intensidades de estimulación, y que las medianas de los dos últimos grupos se encuentran son muy semejantes. A baja intensidad se observa una clara disminución de la amplitud de la respuesta.

6.2.2 Pip's.

En el caso de los pip's, se obtuvieron potenciales como los que se muestran en la figura 61. En estos registros no se aprecia un comportamiento similar entre los diferentes sujetos no siendo posible caracterizar las respuestas obtenidas. Como en el caso de los PETCe con click's, se tiende a observar la onda V, pero como no se realizaron PETACc con estimulación con pip's, no fue posible comparar dichas respuestas como en el caso de los click's.

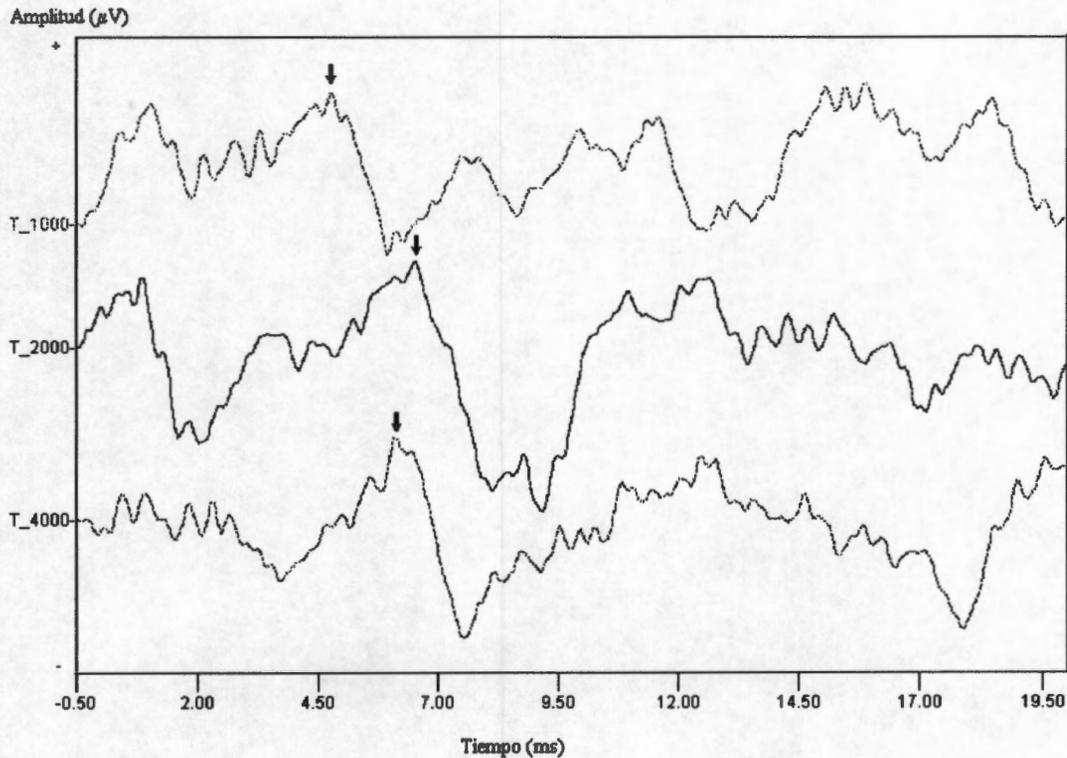


Figura 61. PEATCe asociados a estimulación con pip's. Se tiende a apreciar un gran pico que pudiese estar asociado a la onda V del PEATCc.

6.2.3 Separación de fase de los estímulos utilizados para adquirir el PEATCe

Adicionalmente al tratamiento de los datos que se realizó del PEATCe asociado a todo el conjunto de estímulos proveniente del ILO, se realizó una separación entre los estímulos de fase positiva y de fase negativa del ILO, y se obtuvieron los PEATC asociados a cada estimulación por separado. Los resultados fueron comparados con los obtenidos en la promediación de todos los estímulos. Se generaron gráficas para todos los sujetos como las que se ilustran en las figuras 62 y 63, tanto para estimulación con click's como estimulación con pip's, respectivamente.

En la figura 62 se observa en la parte superior la separación de fases del PEATCe, en azul el promedio de todos los estímulos, en rojo el promedio de los estímulos de fase positiva (condensación) y en negro el promedio de los estímulos de fase negativa (rarefacción). Se puede apreciar que en los promedios de condensación y rarefacción se produce una inversión de polaridad del estímulo durante el primer milisegundo de la respuesta, lo cual podría estar asociado a la microfónica coclear (MC); debido a que en [31] se menciona que la MC sigue las características del estímulo externo, e invierte su polaridad en la respuesta. Además menciona que el uso de polaridad alterna en la estimulación no permite apreciar la MC porque en la respuesta promediada este efecto se cancela. En todos los sujetos se observa un comportamiento similar, en donde las respuestas varían en el primer milisegundo de la respuesta y después las respuestas de condensación y rarefacción siguen al PEATCe promediado, el cual siempre se encuentra en el medio de los otros dos promedios. Aparece un gran pico alrededor de 6 ms, tanto en hombres como en mujeres.

En la gráfica del medio se ilustra el espectro asociado a los PEATCe generados en la parte superior, en los mismos colores. En todos los sujetos se observa que los espectros asociados a los click's de condensación y rarefacción tienen la misma morfología y que se encuentran por encima del espectro asociado al promedio de todos los estímulos.

En la parte inferior se intentó hacer un análisis de baja frecuencia ($<1000\text{Hz}$), tratando de buscar información en frecuencia asociada a los PEATCe generados con este nuevo tipo de estimulación, en este caso por ser el espectro de estimulación con click's, se espera que la respuesta sea de banda ancha como se observa en la figura, también para las tres señales graficadas en la parte superior.

En la figura 63 se observan las mismas tres gráficas asociadas a la estimulación con pip's de 1000 Hz. En la ventana del PEATCe en el tiempo se observa como en la figura anterior, el estímulo de 1000 Hz, con inversión de polaridad, en los primeros 4 ms. Después el PEATCe sigue un comportamiento similar en las 3 señales. Lo anterior ocurre para todos los sujetos estudiados.

En los espectros asociados a los pip's aparece un pico en la frecuencia de estimulación tanto para las señales de condensación como para las de rarefacción, y desaparece en el promedio.

Al realizar un acercamiento en una ventana de 1000 Hz, no se observa ninguna información asociada a la frecuencia específica con la cual se está estimulando. Sólo en unos pocos sujetos se tiende a observar un pico alrededor de 300 Hz.

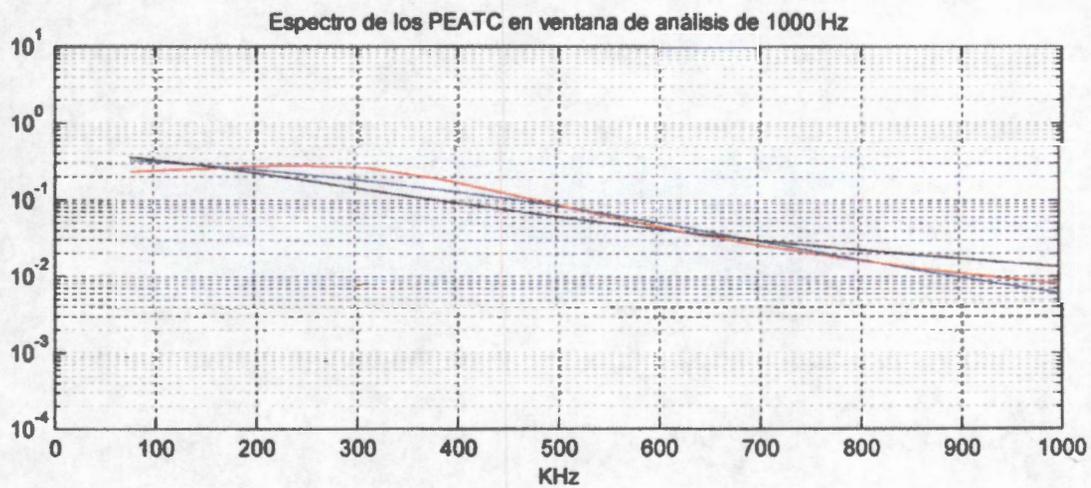
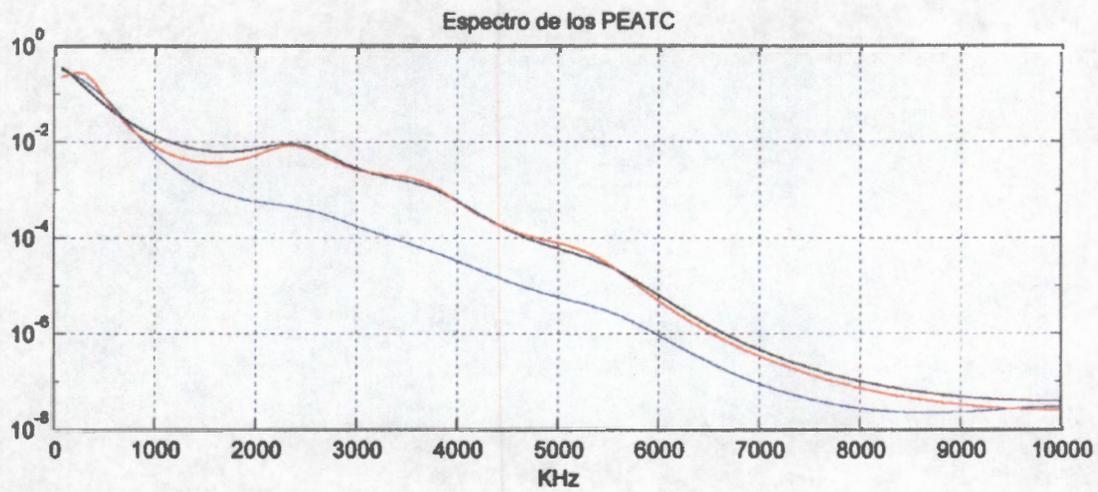
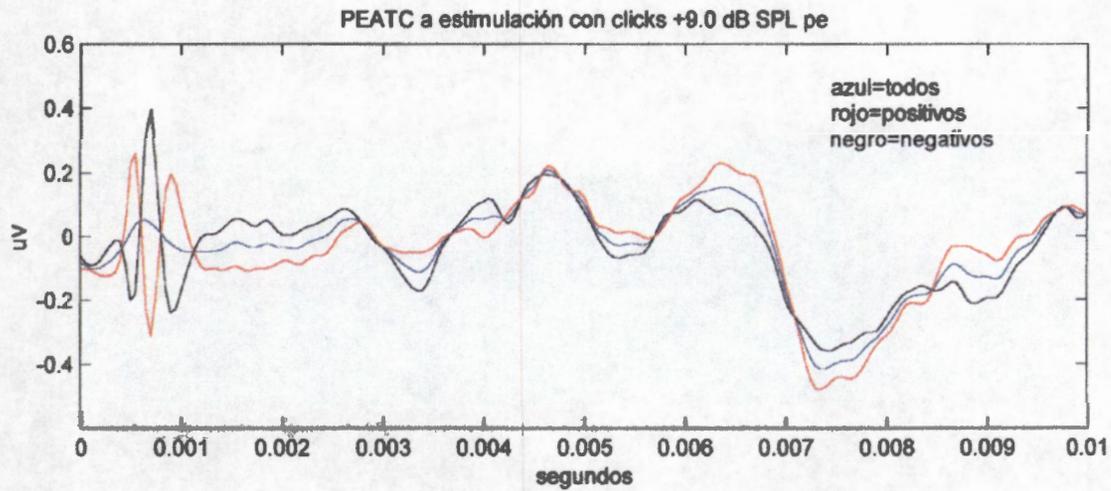


Figura 62. En la figura se observan los PEATC obtenidos con estimulación con click's. En la parte superior se separan los PEATC en el tiempo, asociados a estímulos de fase positiva y negativa. En el medio se encuentra el espectro de las señales de la parte superior, y en la gráfica de la parte inferior se realiza un acercamiento del espectro en una ventana de 1000 Hz.

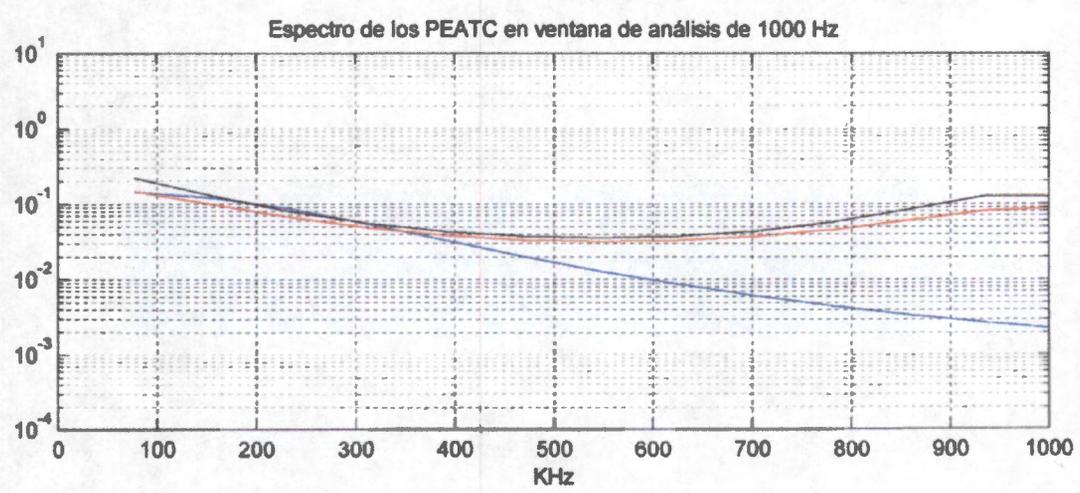
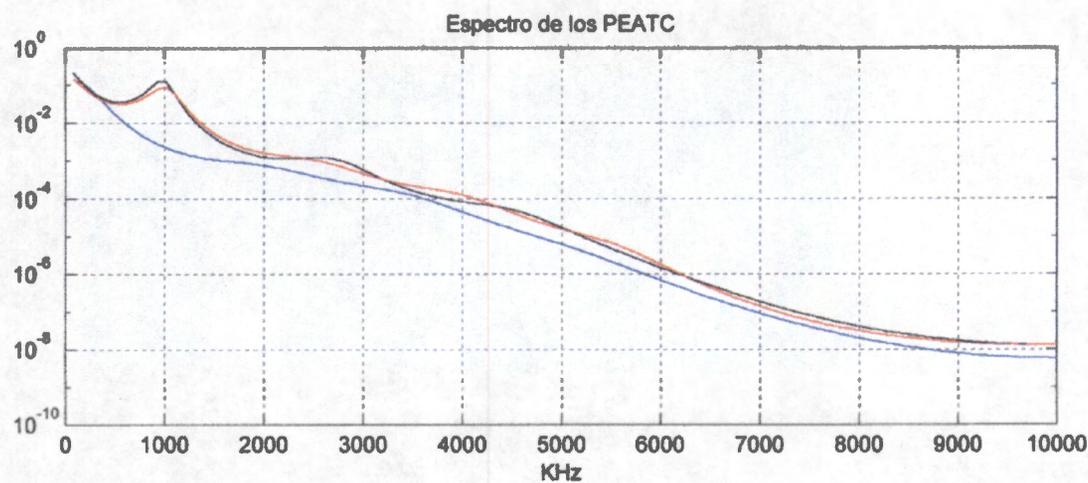
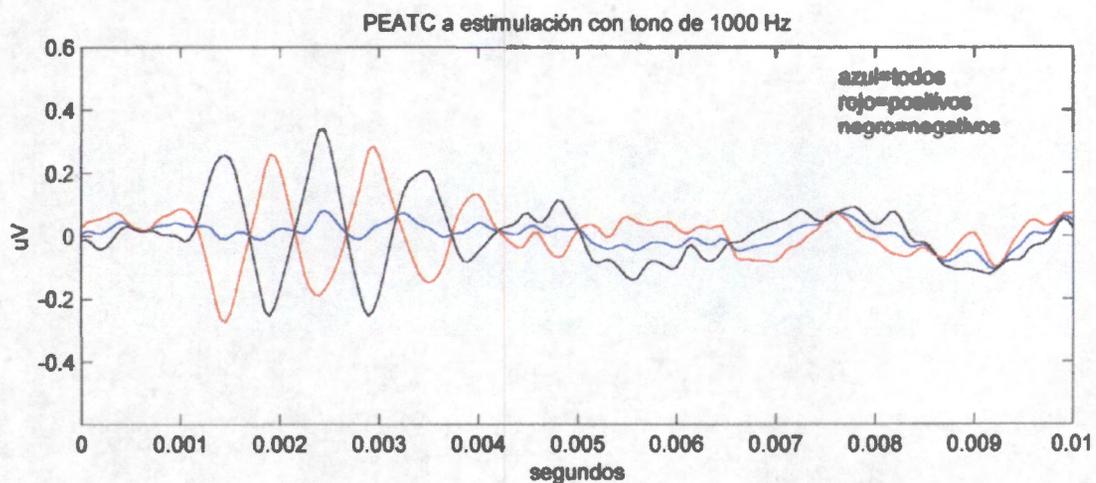


Figura 63. En la figura se observan los PEATCe obtenidos con estimulación con pip's. En la parte superior se separan los PEATCe en el tiempo, asociados a estímulos de fase positiva y negativa. En el medio se encuentra el espectro de las señales de la parte superior, y en la gráfica de la parte inferior se realiza un acercamiento del espectro en una ventana de 1000 Hz.

En el caso de un sujeto hipoacúsico se obtuvieron PEATC como los que se ilustran en la figura 64. Se observan morfologías diferentes a las obtenidas en los sujetos normoyentes. En la parte superior se encuentran los PEATCe asociados a las estimulaciónes con click's de alta, media y baja intensidad. Los tres trazos inferiores corresponden a los PEATCe generados a partir de pip's de 1000, 2000 y 4000 Hz, respectivamente.

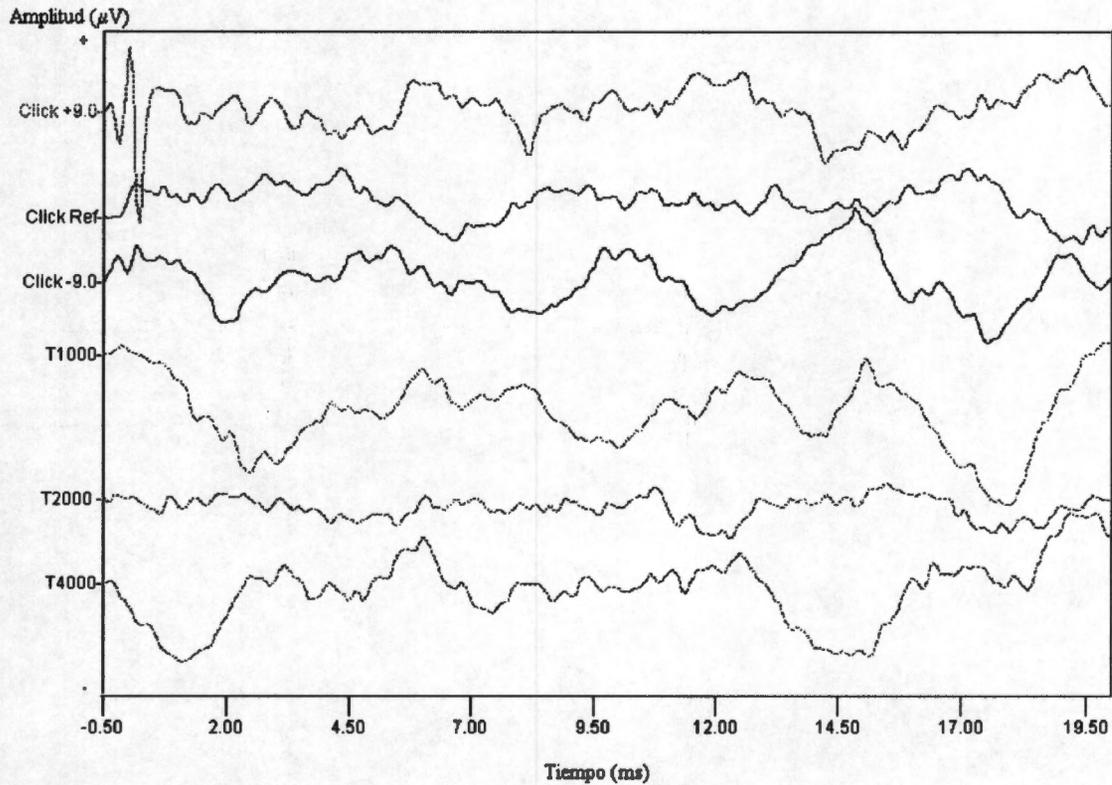


Figura 64. En la figura se observan los PEATCe obtenidos con estimulación con click's y pip's para un sujeto hipoacúsico. Las tres señales superiores están asociadas a click's y las tres inferiores están asociadas a pip's.

7. DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES

Se evidenciaron conductas generales como el hecho de que a mayor intensidad de estimulación, será mayor la amplitud de la Emisión Otoacústica; adicionalmente la mayor amplitud de la Emisión Otoacústica se obtiene a las frecuencias de 1000 y 2000 Hz. Las mujeres exhiben una mejor y mayor respuesta comparada con los hombres.

Se hizo evidente que un problema a resolver en la práctica rutinaria para la obtención de EOA es la colocación de la sonda de prueba. Las características propias de cada conducto auditivo hacen variar la intensidad de estimulación del equipo, el cual es muy sensible al ruido, que sumado a la estimulación, saturan el estímulo e impiden la realización del registro.

Los resultados muestran que la onda V del PEATC obtenido a partir de una prueba de Emisiones Otoacústicas sigue la misma función de intensidad vs. latencia de la misma onda en el PEATC clínico. Con un factor de corrección de 12 dB nHL es posible ubicar las curvas de PEATCe dentro de las intensidades utilizadas para evocar el PEATCc.

Queda probado que es posible la realización simultánea de las pruebas de Emisiones Otoacústicas Transientes con click's y la obtención del Potencial Evocado Auditivo de Tallo, utilizando la estimulación acústica de la primera prueba. Ya que ha quedado comprobado que el potencial evocado que se obtiene a partir de la excitación para Emisiones Otoacústicas corresponde aproximadamente con la onda V del potencial evocado auditivo clásico. Desde luego hace falta un mayor número de estudios en poblaciones normoyentes a fin de establecer el criterio de amplitud y latencia correspondiente a las condiciones en que se realiza la prueba.

Supuesta la incorporación de las facilidades adicionales que debe incorporar el equipo de emisiones, permitiría adicionalmente detectar problemas de Neuropatía Auditiva al ser posible calcular por separado el potencial de tallo asociado a una estimulación de compresión o una estimulación de rarefacción.

El hecho de que dentro del espectro de la Emisión Otoacústica sea la componente correspondiente a los 2000 Hz la de mayor amplitud, junto con la consistente presencia de la onda V del potencial evocado de tallo, hacen pensar en la posibilidad de utilizarlos como criterios de prueba en la elaboración de un algoritmo que permitiera en poco tiempo establecer un criterio de aprobado o no en un test de exploración de primer contacto.

En los estudios de EOAT realizados a sujetos normoyentes se observa que a mayor intensidad de estimulación hay una mejor respuesta, al aumentar la amplitud de la respuesta y el grado de confianza sobre la respuesta obtenida, reflejo del incremento del porcentaje de reproducibilidad. A bajas intensidades de estimulación con click's no hay respuesta en las bandas de frecuencias superiores a los 3000 Hz. Cuando se estimula

con pip's los niveles de estimulación son inferiores a los alcanzados con click's en todos los casos estudiados.

En los sujetos hipoacúsicos se confirma la ausencia de EOAT con todos los tipos de estimulación utilizados y a diferentes intensidades de estimulación; siendo además difícil lograr un buen sello al colocar la sonda de estimulación.

Los PEATC obtenidos con estimulación por tonos no presentan una morfología asimilable a todos los sujetos estudiados, haciendo pensar en la necesidad de cambiar los parámetros de estimulación y adquisición del potencial evocado. Esto se debe posiblemente a que los niveles de intensidad de estimulación que alcanza el ILO-96 para esta modalidad de estimulación no son de magnitud suficiente para conseguir una buena respuesta, así como abrir en un ancho de 30 a 1500 Hz el filtro con el que se adquiere la señal de EEG. Por lo anterior en la exploración de la vía auditiva a frecuencia específica, no se encuentra información en los espectros asociados a los PEATCe generados a partir de la estimulación con tonos. Tampoco se encontró una morfología característica para esta estimulación.

8. BIBLIOGRAFÍA

1. Anderson, S. (1980). *Some ECMR properties in relation to other signals from the auditory periphery*. Hearing Research. 2, 273-296.
2. Allen, J. B. (1985). *Cochlear modeling*. IEEE ASSP Magazine. 1 (1), 3-29.
3. Avan, P., Bonfils, P. (1993). *Frequency specificity of human distortion product otoacoustic emissions*. Audiology. 32, 12 – 26.
4. Avan, P., Loth, D., Menguy, C., Teyssou, M. (1990). *Evoked otoacoustic emissions in guinea pig. Basic characteristics*. Hearing Research. 44, 151-160.
5. Bauch, C. D. Y Olsen, W. O. (1986). *The effect of 2000 – 4000 Hz hearing sensitivity on ABR results*. Ear and Hearing. 7(5), 314 – 317.
6. Berger, H. (1929). *Über das elektroenkaphalogram des menschen*. Arch Psychiatria. Nervenkr. 87, 527-570.
7. Berlin, C. (1998). *Otoacoustic Emissions. Basic science and clinical applications*. Singular Publishing Group.
8. Berlin, C., Hood, L., Cecola, R., Jackson, D., Szabo, P. (1993). *Does Type I afferent neuron dysfunction reveal itself through lack of efferent suppression?* Hearing Research. 65, 40-50.
9. Brownell, W.E. (1990). *Outer hair cell electrotility and otoacoustic emissions*. Ear and Hearing. 11, 82 – 92.
10. Coats, A.C. (1978). *Human auditory nerve action potential and brainstem evoked responses. Latency-intensity functions in detection of cochlear and retrocochlear abnormality*. Archives of Otolaryngology. 104, 709 – 717.
11. Dallos, P., Wang, C. (1974). *Bioelectric correlates of kanamycin intoxication*. Audiology. 13, 277-289.
12. Davis, H., Davis, P., Loomis, A., Harvey, E., Hobart, G. (1939). *Electrical reactions of the human brain to auditory stimulation during sleep*. Journal of Neurophysiology. 2, 500-514.
13. Davis, H. Y Hirsh, S. K. (1976). *The audiometric utility of brain stem responses to low frequency sounds*. Audiology. 15, 181 – 195.
14. Don, M., Allen, A., Starr, A. (1977). *Effect of click rate on the latency of auditory brain stem responses in humans*. Annals of Otolaryngology. 86, 186-195.
15. Elberling, C., Parbo, J., Johnsen, N., Bagi, P. (1985). *Evoked Otoacoustic Emissions: Clinical application*. Acta Otolaryngológica. 421. 77-85.
16. Evans, E. F. (1993). *Basic physiology of the hearing mechanism*. Proceedings of the 12th International AES Conference. 11-21.

17. Ganong, W. F. (1988). *Fisiología Médica, El Manual Moderno*. México. 11ª edición.
18. Gorga, M.P., Stelmachowicz, P.G., Barlow, S.M., Brookhouser, P.E. (1995). *Case of recurrent, reversible, sudden sensorineural hearing loss in a child*. *Journal of the American Academy of Audiology*. 6, 163-172.
19. Gorga, M.P.; Kaminski, J.R.; Beauchaire, K.A y Jesteadt, W. (1988). *Auditory brainstem responses to tone bursts in normally hearing subjects*. *Journal of Speech Hearing Research*. 31, 87 – 97.
20. Gorga, M.P.; Thornton, A.R. (1989). *The choice of a stimuli for ABR measurements*. *Ear and Hearing*. 10(4), 217 – 230.
21. Grandori, F. (1985). *Nonlinear phenomena in click – and toneburst evoked otoacoustic emissions from human ears*. *Audiology*. 25, 71-80.
22. Gravel, J., Stapells, D. (1993). *Behavioral, electrophysiologic and otoacoustic measures from a child with auditory processing disfunction: case report*. *Journal of the American Academy of Audiology*. 4, 412-419.
23. Guyton, A; Hall, J. (1996). *Tratado de Fisiología Médica*, 9ª Ed., McGraw Hill.
24. Hall, J. (2000). *Handbook of Otoacoustic Emissions*. Singular Publishing Group.
25. Hood, L. (1998). *Auditory neuropathy: what is it and what ca we do about it?* *The Hearing Journal*. 51 (8), 24-35.
26. Hood, L. (1998). *Clinical applications of the auditory brainstem response*. Singular Publishing group.
27. Hurley, R., Musiek, F. (1994). *Effectiveness of transient evoked otoacoustic emissions (TEOAE) in predicting hearing level*. *Journal of the American Academy of Audiology*. 5, 195-203.
28. Jacobson, J. (1998). *Prelude to auditory evoked potentials*. Singular Publishing group. 3-21.
29. Jewett, D., Romano, M., Williston, J. (1970). *Human auditory evoked potentials: Possible brain stem components detected on scalp..* *Science*. 167, 1517-1518.
30. Kapadia, S., Lutman, M. (1997). *Are normal hearing thresholds a sufficient condition for click-evoked otoacoustic emissions?* *Journal of the Acoustical Society of America*. 101, 3566-3580.
31. Kemp, D. T. (1978). *Stimulated acoustic emissions from within the human auditory system*. *Journal of the Acoustical Society of America*. 64 (5), 1386-1391.
32. Kemp, D., Chum, R. (1980). *Properties of the generator of stimulated acoustic emissions*. *Hearing Research*. 2, 213-232.

33. Kemp, D., Ryan, S., Bray, P. (1990). *A guide to the effective use of otoacoustic emissions*. *Ear and Hearing*. 11 (2), 93 – 105.
34. Kraus, N., Azdamar, A., Stein, N. (1984). *Absent auditory brainstem response: peripheral hearing loss or brain stem dysfunction?* *Laryngoscope*. 94, 400-406.
35. Lichtenstein, V., Stapells, D. (1996). *Frequency – specific identification on hearing loss using transient-evoked otoacoustic emissions to clicks and tones*. *Hearing Research*. 98, 125 – 136.
36. Loomis, A. L; Harvey, P.N. & Hobart, G. (1938). *Distribution of disturbance patterns in the human electroencephalogram with special reference to sleep*. *Journal of Neurophysiology*. 1, 413-430.
37. Lyon, R. y Mead, C. (1988). *An analog electronic cochlea*. *IEEE Transactions on ASSP*. 36 (7), 1119-1134.
38. Martin, F. (1994). *Introduction to Audiology*. Fifth Edition. Prentice Hall.
39. Norton, S. J. (1993). *Application of transient evoked otoacoustic emissions to pediatric populations*. *Ear and Hearing*. 14, 64 – 73.
40. Norton, S. J. (1992). *Cochlear function and otoacoustic emissions*. *Seminars in Hearing*. 13(1), 1–15.
41. Norton, S.J. y Neely, S.T. (1987). *Tone burst evoked otoacoustic emissions from normal hearing subjects*. *Journal of the Acoustic Society of America*. 78 (1), 340 –344.
42. Ornitz, E.M. y Walter, D.O. (1975). *The effect of sound pressure waveform on human brainstem auditory evoked responses*. *Brain Research*. 92, 490 – 498.
43. Ornitz, E.M., Mo, A.; Olsen, S.T., et al. (1980). *Influence of click sound pressure direction on brainstem responses in children*. *Audiology*. 19, 245 – 254.
44. Picton, T., Kellett, A., Vezenyi, M., Rabinovitch, D. (1993). *Otoacoustic emissions recorded at rapid stimulus rates*. *Ear and Hearing*. 14, 299-314.
45. Popelka, G. (2001). *Recommended two-stage newborn screening can be accomplished with a single device*.
46. Prieve, B., Gorga, M., Schmidt, A., Neely, S., Peters, J., Schultes, L., Jesteadt, W. (1993). *Analysis of transient-evoked otoacoustic emissions in normal hearing and hearing impaired ears*. *Journal of the Acoustic Society of America*. 93, 3308–3319.
47. Prieve, B., Gorga, M., Neely, S. (1996). *Click and tone burst evoked otoacoustic emissions in normal hearing and hearing impaired ears*. *Journal of the Acoustic Society of America*. 99 (5), 3077-3086.
48. Probst, R. (1991). *A review of otoacoustic emissions*. *Journal of the Acoustic Society of America*. 89 (5), 2027 – 2067.

49. Probst, R., Coats, A., Martin, G., Lonsbury-Martin, B. (1986). *Spontaneous, click and toneburst evoked otoacoustic emissions*. Hearing Research. 21, 261-275.
50. Robinette, M., Glatke, T. (1997). *Otoacoustic Emissions: Clinical Applications*. Thieme, New York.
51. Schroeder, M. R. (1975). *Models of hearing*. Proceedings of the IEEE. 63 (9), 1332-1350.
52. Schroeder, M. R. y Hall, J. L. (1974). *Model for mechanical to neural transduction in the auditory receptor*. Journal of the Acoustical Society of America, vol. 55, nº 5, pp. 1055-1060.
53. Schwartz, D., Morris, M., et. al. (1990). *Influence of click polarity on the auditory brainstem response (BAER) revisited*. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology. 77, 445-457.
54. Schwartz, D., Morris, M., Jacobson, J. (1989). *The normal auditory brainstem response and its variants*. Singular Publishing Group.
55. Sininger, Y., Hood, L., Starr, A., Berlin, C., Picton, T. (1995). *Hearing loss due to auditory neuropathy*. Audiology Today. 7, 10-13.
56. Sohmer, H., Feinmesser, M. (1967). *Cochlear action potentials recorded from the external ear in man*. Annals of Otolaryngology and Laryngology. 76, 427-438.
57. Starr, A., McPherson, D., Patterson, J., Don, M., Luxford, W., Shannon, R., Sininger, Y., Waring, M. (1991). *Absence of both auditory evoked potentials and auditory percepts depending on timing cues*. Brain. 114, 1157-1180.
58. Stevens, J., Ip, B. (1988). *Click evoked otoacoustic emissions in normal and hearing impaired adults*. British Journal of Audiology. 22, 45-49.
59. Stockard, J.E., Stockard, J.J., Westmoreland, B.F., et. al. (1979). *Brainstem auditory evoked responses. Normal variation as a function of stimulus and subject characteristics*. Archives of Neurology. 36, 823 - 831.
60. Stover, L., Norton, S. (1991). *Comparisons among different otoacoustic emissions phenomena*. International Symposium on Otoacoustic Emissions, Kansas.
61. Stuart, J. R. (1991). *Estimating the significance of errors in audio systems*. Audio Engineering Society Preprint, presentado en la 91ª convención de la AES, Nueva York. (Preprint 3208).
62. Thornton, A. (1993). *Click evoked otoacoustic emissions: New techniques and applications*. British Journal of Audiology. 27, 109-115.
63. Thornton, A., Slaven, A. (1994). *The effect of stimulus rate on the contralateral suppression of transient evoked otoacoustic emissions*. Scandinavian Audiology. 24, 205-210.

64. Ueda, H. (1999). *Do click evoked otoacoustic emissions have frequency specificity?* Journal of the Acoustic Society of America. 105 (1), 306 – 310.
65. Wilson, J. P. (1980). *Model for cochlear echoes and tinnitus based on an observed electrical correlate.* Hearing Research. 2, 527 – 532.
66. Wit, H., Ritsma, R. (1979). *Stimulated acoustic emissions from the human ear.* Journal of the Acoustic Society of America. 66, 911-913.
67. Worthington, D. Peters, J. (1980). *Quantifiable hearing and no ABR: Paradox or error?* Ear and Hearing. 1, 281-285.
68. Xu, L., Probst, R., Harris, F., Roede, J. (1994). *Peripheral análisis of frequency in human ears revealed by tone burst evoked otoacoustic emissions.* Hearing Research. 74, 173-180.
69. Zwicker, E. y Fastl, H. (1990). *Psychoacoustics: Facts and Models.* Springer, Berlin.
70. Zwicker, F., Manley, G., (1981). *Acoustical responses and suppression period patterns in guinea pigs.* Hearing Research. 4, 43 – 52.