

POTENCIAL EVOCADO AUDITIVO DE LATENCIA LARGA A TONOS RAFAGA:
CARACTERISITICAS MORFOLOGICAS Y ESPECTRALES CON FINES
DIAGNOSTICOS



COORDINACION DE SERVICIOS
DOCUMENTALES Y BIBLIOTECARIOS

227379

PRESENTA
MANUEL EDUARDO PALACIOS MUÑOZ

PARA LA OBTENCION DEL GRADO DE
MAESTRO EN INGENIERIA BIOMEDICA

ASESOR
M. EN I. JUAN MANUEL CORNEJO CRUZ

POSGRADO EN INGENIERIA BIOMEDICA
DIVISION DE CIENCIAS BASICAS E INGENIERIA
UAM IZTAPALAPA
DICIEMBRE 2000

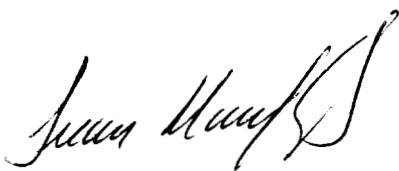
POTENCIAL EVOCADO AUDITIVO DE LATENCIA
LARGA A TONOS RAFAGA: CARACTERISITICAS
MORFOLOGICAS Y ESPECTRALES CON FINES
DIAGNOSTICOS

TESIS QUE PRESENTA

MANUEL EDUARDO PALACIOS MUÑOZ

PARA OBTENER EL GRADO DE
MAESTRO EN CIENCIAS EN INGENIERIA BIOMÉDICA

ASESOR:



M. en I. JUAN MANUEL CORNEJO CRUZ

INDICE

1. INTRODUCCION.....	1
1.2 HIPOTESIS.....	3
1.3 OBJETIVOS.....	3
1.3.1 OBJETIVO GENERAL.....	3
1.3.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	3
2. ANTECEDENTES.....	4
2.1 ANATOMIA.....	4
2.1.1 OSCILACIONES EN LA MEMBRANA BASILAR.....	7
2.1.2 PATRON DE DISPARO.....	10
2.1.3 ESTIMULACION DE LAS CELULAS CILIADAS.....	11
2.1.4 UMBRALES AUDITIVOS.....	12
2.2 VIAS AUDITIVAS.....	14
2.3 POTENCIALES EVOCADOS.....	16
2.4 TRABAJOS PREVIOS.....	18
3. METODOLOGIA.....	24
3.1 DISEÑO DEL EXPERIMENTO.....	24
3.1.1 SUJETOS.....	24
3.1.2 INSTRUMENTACION.....	25
3.1.2.1 ESTIMULACION ACUSTICA.....	25
3.1.2.2 INSTRUMENTACION.....	28
3.1.2.3 CAPTURA DE INFORMACION.....	29
3.1.2.4 ANALISIS DE LOS DATOS.....	30
3.1.2.5 PROMEDIACION.....	31
4. RESULTADOS.....	33
4.1 REFERENCIA NO CEFALICA.....	33
4.1.1 ANALISIS EN EL TIEMPO.....	33
4.1.2 ANALISIS EN LA FRECUENCIA.....	40
4.1.2.1 METODO DE BURG.....	41
4.2 REFERENCIA CEFALICA.....	45
4.2.1 ANALISIS EN EL TIEMPO.....	46
4.2.2 ANALISIS EN LA FRECUENCIA.....	53
4.1.2.1 METODO DE BURG.....	53
4.3 PACIENTE HIPOACUSICO.....	57
4.4 VALIDACION DEL SISTEMA DE REGISTRO.....	57
5. DISCUSION.....	60
5.1 MORFOLOGIA DEL PEALL.....	60
5.2 AMPLITUD DE LOS PEALL PARA DISTINTAS FRECUENCIAS DE ESTIMULACION.....	60
5.3 AMPLITUD DEL PEALL FUNCION DE LA INTENSIDAD DE EXCITACIÓN.....	61
5.4 COMPARACION DE LOS ESPECTROS DE LOS PEALL.....	62
6. CONCLUSIONES.....	64
BIBLIOGRAFIA.....	66

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa sus más sinceros agradecimientos a:

- A las directivas de la Universidad Antonio Nariño, por el soporte económico que permitió la realización de esta tesis.
- A mi asesor, el maestro Juan Manuel Cornejo Cruz, por compartir sus experiencias y brindarme la orientación para llevar a cabo esta tesis.
- Al maestro Miguel Cadena Méndez, jefe del departamento de Ingeniería Eléctrica. Universidad Autónoma Metropolitana de México, por el apoyo recibido en la UAMI y sus palabras de animo.
- Al maestro Francisco Ortiz Nieto, Decano de la Facultad de Ingeniería Biomédica. Universidad Antonio Nariño, por su incansable colaboración y motivación a que continuará mis estudios.
- A la futura maestra Sandra Cortés Rubiano, por su infinito soporte, paciencia y amor.
- A mis familiares, por su amor y estímulos excepcionales.

INDICE

1. INTRODUCCION.....	1
1.2 HIPOTESIS.....	3
1.3 OBJETIVOS.....	3
1.3.1 OBJETIVO GENERAL.....	3
1.3.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS.....	3
2. ANTECEDENTES.....	4
2.1 ANATOMIA.....	4
2.1.1 OSCILACIONES EN LA MEMBRANA BASILAR.....	7
2.1.2 PATRON DE DISPARO.....	10
2.1.3 ESTIMULACION DE LAS CELULAS CILIADAS.....	11
2.1.4 UMBRALES AUDITIVOS.....	12
2.2 VIAS AUDITIVAS.....	14
2.3 POTENCIALES EVOCADOS.....	16
2.4 TRABAJOS PREVIOS.....	18
3. METODOLOGIA.....	24
3.1 DISEÑO DEL EXPERIMENTO.....	24
3.1.1 SUJETOS.....	24
3.1.2 INSTRUMENTACION.....	25
3.1.2.1 ESTIMULACION ACUSTICA.....	25
3.1.2.2 INSTRUMENTACION.....	28
3.1.2.3 CAPTURA DE INFORMACION.....	29
3.1.2.4 ANALISIS DE LOS DATOS.....	30
3.1.2.5 PROMEDIACION.....	31
4. RESULTADOS.....	33
4.1 REFERENCIA NO CEFALICA.....	33
4.1.1 ANALISIS EN EL TIEMPO.....	33
4.1.2 ANALISIS EN LA FRECUENCIA.....	40
4.1.2.1 METODO DE BURG.....	41
4.2 REFERENCIA CEFALICA.....	45
4.2.1 ANALISIS EN EL TIEMPO.....	46
4.2.2 ANALISIS EN LA FRECUENCIA.....	53
4.1.2.1 METODO DE BURG.....	53
4.3 PACIENTE HIPOACUSICO.....	57
4.4 VALIDACION DEL SISTEMA DE REGISTRO.....	57
5. DISCUSION.....	60
5.1 MORFOLOGIA DEL PEALL.....	60
5.2 AMPLITUD DE LOS PEALL PARA DISTINTAS FRECUENCIAS DE ESTIMULACION.....	60
5.3 AMPLITUD DEL PEALL FUNCION DE LA INTENSIDAD DE EXCITACIÓN.....	61
5.4 COMPARACION DE LOS ESPECTROS DE LOS PEALL.....	62
6. CONCLUSIONES.....	64
BIBLIOGRAFIA.....	66

AGRADECIMIENTOS

El autor expresa sus más sinceros agradecimientos a:

- A las directivas de la Universidad Antonio Nariño, por el soporte económico que permitió la realización de esta tesis.
- A mi asesor, el maestro Juan Manuel Cornejo Cruz, por compartir sus experiencias y brindarme la orientación para llevar a cabo esta tesis.
- Al maestro Miguel Cadena Méndez, jefe del departamento de Ingeniería Eléctrica. Universidad Autónoma Metropolitana de México, por el apoyo recibido en la UAMI y sus palabras de animo.
- Al maestro Francisco Ortiz Nieto, Decano de la Facultad de Ingeniería Biomédica. Universidad Antonio Nariño, por su incansable colaboración y motivación a que continuará mis estudios.
- A la futura maestra Sandra Cortés Rubiano, por su infinito soporte, paciencia y amor.
- A mis familiares, por su amor y estímulos excepcionales.

1. INTRODUCCION

Uno de los principales problemas auditivos es la hipoacusia y/o sordera, en el cual la creencia popular dice que el sujeto que la padece pierde la capacidad de escuchar los sonidos en menor o mayor grado. La sordera no significa la supresión total de la capacidad de percibir los sonidos, sino la dificultad o incapacidad de percibir una o varias bandas de frecuencia dentro del intervalo donde se encuentra definida la audición humana. La etiología de un problema auditivo es muy diversa por lo que resulta poco probable encontrar dos problemas de sordera idénticos.

Para la detección y diagnóstico de un problema de sordera se emplean diferentes métodos de prueba con el propósito de determinar en que medida y en zonas del espectro audible ha disminuido la sensibilidad. En algunas de estas pruebas es indispensable la participación y colaboración consciente del sujeto. El resultado de una prueba como esta depende totalmente de la veracidad de la respuesta del sujeto, de tal manera que el valor diagnóstico de la prueba reside en el grado de colaboración del mismo. Este tipo de pruebas adolece del error introducido por la subjetividad de las respuestas del individuo, de ahí su denominación de pruebas subjetivas.

La prueba subjetiva más importante en la clínica es la audiometría. Prueba en donde se busca determinar los niveles umbrales de audición de una persona. En esta prueba se le presenta al sujeto un tono puro de 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000 y 8000 Hz a una intensidad de -10 hasta 110 dB_{HL} vía audífonos o vibrador óseo. El resultado de la prueba es el conjunto de intensidades, medidas en dB_{HL}, mínimas necesarias para que el sujeto escuche cada uno de los siete tonos considerados en la prueba.

Alternamente a las pruebas subjetivas, las pruebas objetivas buscan reducir o eliminar la participación consciente del sujeto. Una prueba objetiva clásica es la

obtención de la Respuesta Evocada Auditiva, entendida como la actividad eléctrica del cerebro registrada a nivel de cuero cabelludo en respuesta a una experiencia auditiva, que se extrae a partir del EEG espontáneo mediante una técnica de promediación. Esta técnica calcula el promedio aritmético de segmentos de EEG adquiridos síncronamente con la presentación de un estímulo auditivo. La señal promediada resultante permite un análisis morfológico en el tiempo mediante la identificación de picos de actividad con su respectiva amplitud y latencia.

De los potenciales evocados los más estudiados y de uso actual en la clínica son los potenciales evocados auditivos de tallo cerebral (PEATC), obtenidos a partir de una estimulación acústica repetitiva y de corta duración denominada "click", pulso cuadrado de 100 μ seg de duración. Estos potenciales ofrecen información global del estado de la cóclea ya que su contenido espectral se ubica en el intervalo de 0 a 10 kHz. Sin embargo la información que brinda una prueba de potenciales evocados de tallo no permite conocer la respuesta del oído frecuencia a frecuencia. Buscando resolver este problema se ha recurrido a las respuestas evocadas de frecuencia específica, en donde el estímulo sonoro es un tono puro, de esta manera se explora la respuesta del sistema auditivo a una excitación acústica de frecuencia específica.

En este trabajo se persigue identificar y tipificar atributos morfológicos, picos de actividad positivos o negativos, pistas espectrales, etc., de la respuesta evocada auditiva de frecuencia específica que sea característica de una población de sujetos normales, esto como una aproximación a una prueba objetiva para la valoración del sistema auditivo ante una excitación senoidal de frecuencia específica.

Para una mejor comprensión del problema inicialmente se exponen los conceptos anatómicos, biofísicos e instrumentales básicos necesarios para la comprensión del tema, seguidamente se hace referencia a trabajos claves que han realizado aportaciones a la solución de este problema, continuando con la descripción de la

metodología empleada en el desarrollo de este trabajo, el diseño de la parte experimental, para finalizar con los resultados y conclusiones.

1.1 HIPOTESIS

Mediante un análisis en el tiempo y/o la frecuencia del potencial evocado auditivo de latencia larga (PEALL), es posible determinar el umbral de audición del sujeto a tonos puros de frecuencia específica.

1.2 OBJETIVOS

1.2.1 OBJETIVO GENERAL

Obtención del umbral auditivo a tonos puros mediante el PEALL.

1.2.2 OBJETIVOS ESPECIFICOS

Identificación de los cambios, en el tiempo y la frecuencia, experimentados por el potencial evocado auditivo cuando se varía la frecuencia e intensidad del estímulo auditivo.

Establecer la relación que existe entre la respuesta eléctrica del sistema auditivo y el estímulo acústico de excitación.

Continuar con la línea de investigación del Laboratorio de Audiología de la Universidad Autónoma Metropolitana en su unidad Iztapalapa (UAM-I), en el desarrollo de un método para la realización de una audiometría objetiva e independiente de la participación consciente del sujeto.

Realizar contribuciones a la consecución de una prueba objetiva no invasiva del sistema auditivo mediante potenciales evocados de frecuencia específica.

2. ANTECEDENTES

2.1 ANATOMIA

El oído es el órgano y el sonido es el estímulo generador de la sensación de audición. El sonido es un cambio de presión que se propaga a través de un medio elástico (generalmente aire), el cual es detectado por el oído e interpretado por la corteza auditiva del cerebro. En el estudio del sistema auditivo los parámetros del sonido, que tienen un interés particular son: frecuencia e intensidad.

La frecuencia de una onda sonora es igual al número de ciclos por unidad de tiempo. El oído humano es sensible a frecuencias que se encuentran entre 20 y 20.000 Hz. En realidad, la mayoría de las personas son sensibles a un intervalo mucho menor que se encuentra entre 50 y 10.000Hz.

La intensidad del sonido es una cualidad que recibe el oído y se expresa verbalmente diciendo fuerte o suave. Los sonidos muy fuertes son causados por grandes variaciones de presión en el aire, por ejemplo una variación de 1 pascal se oiría como un sonido muy fuerte, siempre y cuando la mayoría de la energía de dicho sonido estuviera contenida en las frecuencias medias (1kHz - 4 kHz) que es donde el oído humano es más sensitivo. La intensidad esta relacionada directamente con la amplitud de la onda sonora, entre mayor sea su amplitud mayor su intensidad, produciendo un sonido fuerte. Definiendo la intensidad como la cantidad de energía sonora transmitida en una dirección determinada por unidad de área.

La intensidad del sonido, generalmente se expresa en relación con el umbral de audición. Esta relación denominada nivel de presión del sonido, se mide en decibeles (dB) y se calcula por medio de la siguiente ecuación: $dB = 20\text{Log}(p_i/p_o)$, donde p_i es la amplitud real de la presión del sonido, p_o es el nivel de referencia de la amplitud de la presión del sonido (generalmente es el umbral de audición) y dB es el nivel de la presión del sonido en decibeles.

COMUNICACION DE SERVICIOS

El oído es el órgano receptor de las ondas sonoras; esta información mecánica es traducida, mediante un proceso bioquímico, en una señal eléctrica que posteriormente es enviada hacia corteza cerebral para ser procesada. Al oído se le puede dividir en tres partes, el oído externo, medio, e interno ver figura 1.

El oído externo consta del pabellón de la oreja, porción cartilaginosa que se encuentra en el exterior de la cabeza, y el conducto auditivo que tiene de 25 a 35 mm de longitud hasta la membrana timpánica, la cual separa el oído externo del oído medio. El oído medio a su vez está formado por los huesecillos (martillo, yunque y estribo), junto con sus músculos y ligamentos.

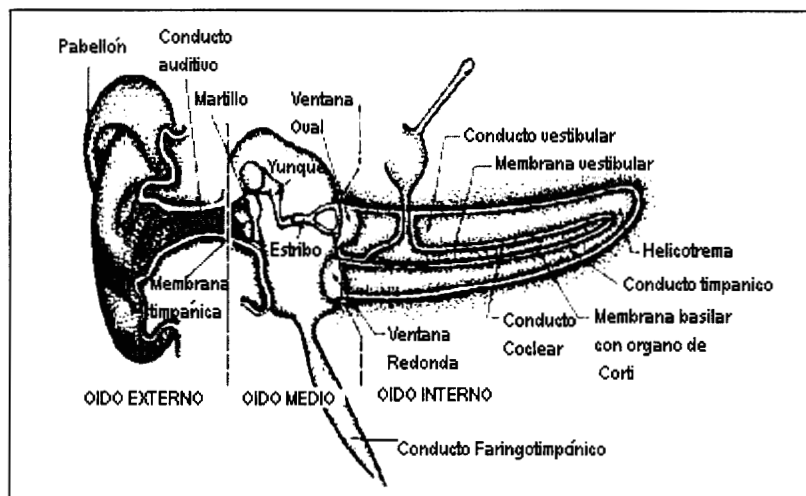


Figura 1. Esquema del oído externo, medio e interno con la cóclea extendida (tomado de Stra84).

El oído medio está separado del oído interno por medio de dos membranas delgadas y flexibles que cierran las ventanas oval y redonda. La presión en el oído medio se mantiene a niveles atmosféricos por medio de adaptaciones que se efectúan a través de la Trompa de Eustaquio (conducto faringotimpánico) que se conecta con la nasofaringe.

La parte que concierne directamente a la audición está en el oído interno. El oído interno incluye la cóclea que es un tubo en espiral lleno de líquido y que mide

aproximadamente 3.5 centímetros de largo. La cóclea consta de tres compartimentos llenos de líquido; dos de ellos, el conducto vestibular y el conducto timpánico están llenos de perilinfa. Estos dos conductos se unen a través del helicotrema, un orificio que se encuentra en el extremo apical del borde de la cóclea. Estos dos conductos están separados uno del otro por un tercer conducto coclear, que se encuentra prácticamente a lo largo de toda la cóclea, ver figura 1 y 2.

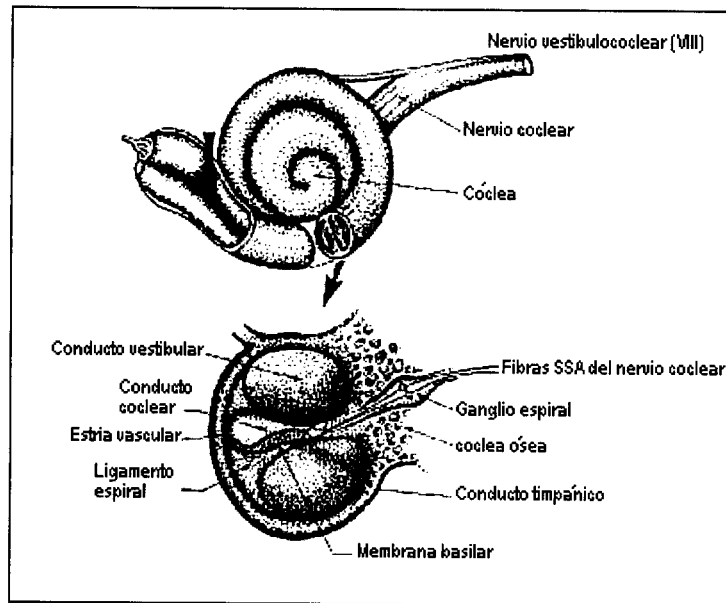


Figura 2. La parte superior de la figura muestra la cóclea enrollada en su forma normal, la parte inferior muestra un corte transversal de la misma (Tomado de Stra84).

El conducto coclear se encuentra lleno por la endolinfa. El conducto coclear se separa del conducto vestibular por medio de la Membrana Vestibular o de Reissner; y del conducto timpánico por la Membrana Basilar. En este conducto se encuentran los elementos transductores de actividad mecánica de la onda sonora en actividad eléctrica.

Estos elementos son las células ciliadas o pilosas que están insertadas en la membrana basilar; formando una hilera interna y tres hileras externas [Som86]. Cubriendo a las células ciliadas está la membrana tectoria, la cual se apoya sobre

los cilios o pelos sensorios o se encuentra inmersa en ellas. Este conjunto de estructuras constituye el órgano de Corti, ver figura 3.

El órgano de Corti es una estructura sensitiva que se encuentra ubicada sobre la membrana basilar, esta estructura convierte las oscilaciones mecánicas del sonido en impulsos eléctricos que se transmiten a través del nervio coclear. De esta manera la información inicia su viaje hacia la corteza auditiva primaria a través de una sucesión de estaciones sinápticas, núcleo coclear, complejo olivar superior, lemnisco lateral y colículo inferior; ubicadas a lo largo del tallo cerebral [Ksj91]. Ver figura 9.

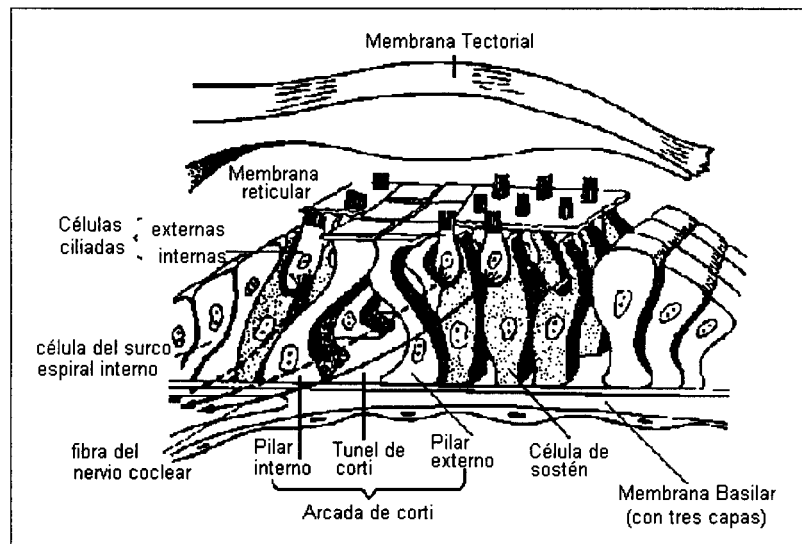


Figura 3. Esquema del Órgano de Corti (Tomado de Mar94).

Debido a su posición especial el órgano de Corti es particularmente sensible a las vibraciones de la membrana basilar.

2.1.1 Oscilaciones en la Membrana Basilar

Las perturbaciones del aire debidas a una vibración mecánica se convierten en una serie de movimientos de entrada y salida en los huesecillos que se convierten en una onda de presión sobre la endolinfa contenida en el interior de la coclea.

Esta onda de presión da origen a una deformación ondulatoria de la membrana basilar. Esta onda de deformación de la membrana basilar inicia en la vecindad de la ventana oval, propagándose hacia el ápice, cerca del helicotrema. Esto es, cuando la onda de presión sonora incide sobre la cóclea se genera a nivel de la membrana basilar un movimiento ondulatorio denominado onda viajera, que se desplaza de la base hacia el ápice de la cóclea [Pic82], ver figura 4.

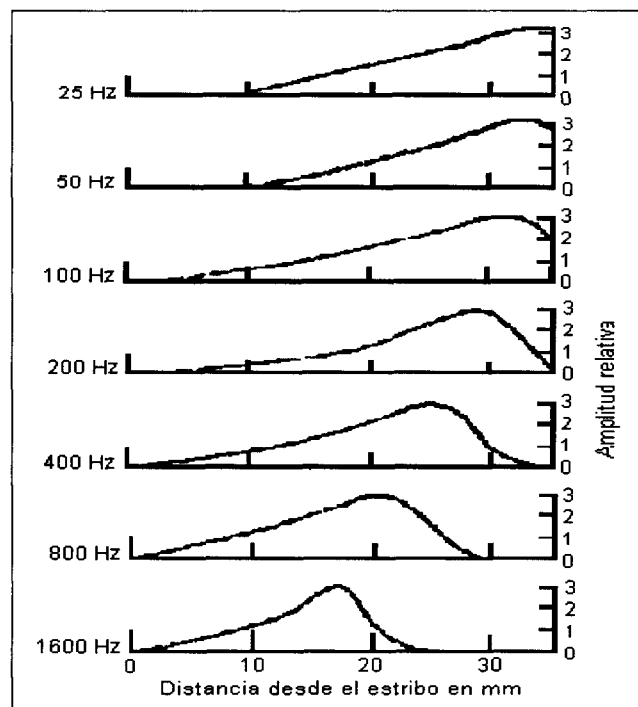


Figura 4. Onda viajera sobre la membrana basilar según la frecuencia de excitación. Para bajas frecuencias de excitación es mayor el área involucrada en el movimiento ondulatorio que en altas frecuencias (Tomado de Mar94).

La onda viajera tiene una velocidad finita que decrece conforme esta se mueve de la base al ápice. La onda toma aproximadamente 5 mseg para viajar a lo largo de la membrana; debido a esto las respuestas de sonidos de baja frecuencia se inician después que los sonidos de alta frecuencia. Como consecuencia del decremento de la velocidad de la onda viajera, el área o extensión de la

membrana basilar activada por una frecuencia particular aumenta conforme la onda se mueve de la base al ápice [All88], [Jac89].

La membrana basilar está organizada de una manera tonotópica, de tal forma que las frecuencias involucradas en los sonidos que entran producen movimientos específicamente localizados en la misma [Hen94]. Los sonidos de alta frecuencia producen una oscilación máxima de la membrana cerca de la base y luego desaparecen rápidamente. Los sonidos de baja frecuencia hacen que la membrana oscile a lo largo de toda su longitud, pero con mayor amplitud cerca del ápice [Bek60].

La organización tonotópica de la membrana basilar alude a la distribución de frecuencias a lo largo de ella; frecuencias altas en la región basal y bajas frecuencias en la región apical. Ver figura 5.

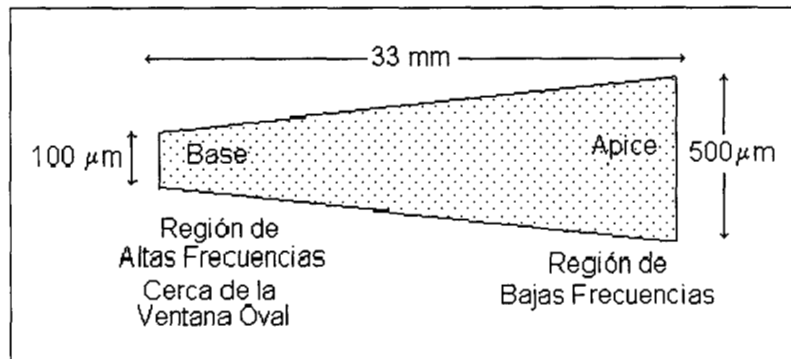


Figura 5. Membrana Basilar extendida y localización de las regiones de altas y bajas frecuencias.

A partir de los movimientos de la membrana basilar se producen deflexiones de los cilios de las células ciliadas lo cual da comienzo a una cadena de eventos neurales, culminando en los potenciales de acción de las fibras del nervio auditivo. La porción aferente del nervio auditivo consta de 30.000 a 50.000 fibras nerviosas que van de la cóclea al sistema nervioso central, cuya función se estudia mediante el registro de sus patrones de disparo. La mayoría de las fibras nerviosas auditivas producen potenciales de acción espontáneos a intervalos de

tiempo irregulares en ausencia de estimulación acústica controlada [Hen94]. Al enviar al oído un tono ráfaga de frecuencia e intensidad apropiadas se produce un aumento en la tasa de descarga de una fibra del nervio auditivo por encima de su tasa de disparo espontánea; a la frecuencia de excitación para la cual la tasa de descarga de la fibra excede la tasa de descarga basal se denomina Frecuencia Característica (FC) de la fibra. A esta FC la energía necesaria para incrementar la tasa de descarga de la fibra nerviosa es mínima.

Si se obtiene el umbral para cada fibra en un cierto intervalo de frecuencias éste puede mapearse dando como resultado una curva de sintonía o curva umbral para cada fibra, ver figura 6. Cada fibra responde a un intervalo de frecuencias si el nivel de estimulación es suficientemente alto. Este intervalo de frecuencias se extiende considerablemente por debajo de la FC, siendo más restringido por encima de la FC correspondiente. Es decir, una fibra responde más fácilmente a una excitación de intensidad suficiente y frecuencia por encima de su FC, pero exhibe una respuesta mínima para una excitación de frecuencia inferior a su FC. Se observa la FC de diferentes fibras en el intervalo de 0 a 20 kHz; la sintonía de dichas fibras tiene forma de V siendo más angosta en frecuencias altas (mayor selectividad) que en frecuencias bajas [Kia65] [Kia67].

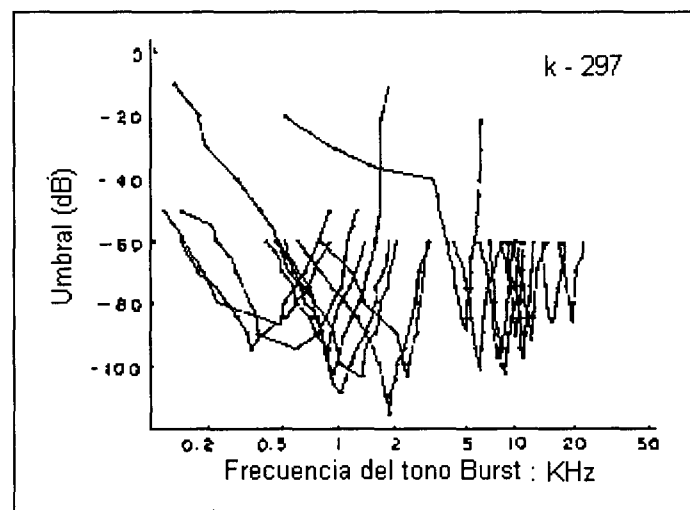


Figura 6. Curva de sintonía de las fibras nerviosas (Tomado de Mar94).

2.1.2. Patrón de Disparo

El patrón de disparo es la manera en la cual una fibra descarga un potencial de acción o espiga, de forma espontanea o como respuesta a un estímulo. Este patrón de disparo sugiere como la cóclea codifica un sonido en pulsos eléctricos que son enviados hacia la corteza cerebral.

La investigación encaminada a conocer cómo la cóclea codifica un sonido ha conducido a utilizar diferentes clases de estímulos, entre los que se pueden mencionar los clicks que son transientes y de corta duración, con un contenido de energía uniformemente distribuido en un cierto intervalo de frecuencia; los tonos puros de larga duración son inespecíficos en el tiempo, aunque en contraste están perfectamente localizados en la frecuencia. Los clicks son adecuados para el estudio de características temporales del patrón de descarga, mientras los tonos pueden ser usados para estudiar los aspectos relacionados a la frecuencia. Un estímulo intermedio lo constituye el tono ráfaga o *burst* que es empleado para investigar comportamientos temporales y de frecuencia, en el tiempo es similar al click en cuanto a sus características temporales y al tono puro en su especificidad en frecuencia [Kia75], [Jac89], ver figura 7.

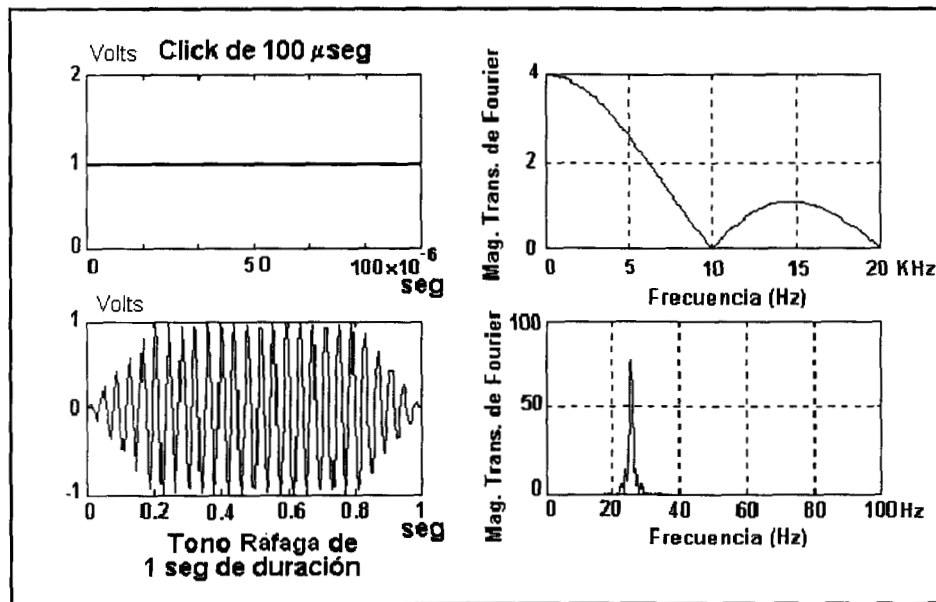


Figura 7. Estímulos tipo Click, tono Ráfaga y sus correspondientes espectros en frecuencia.

2.1.3 Estimulación de las células ciliadas

Las células ciliadas del órgano de Corti son mecanosensibles; es decir, responden al desplazamiento mecánico de sus prolongaciones. Una célula ciliada estimulada desencadena impulsos en las fibras nerviosas cocleares debido a que las fibras inervan la base de las células ciliadas. Sin embargo, aún se desconocen los mecanismos por medio de los cuales una célula ciliada excitada estimula y produce impulsos en las fibras nerviosas.

Se cree que a medida que la membrana basilar se desplaza hacia arriba, las membranas de las células ciliadas se despolarizan y se generan impulsos en las fibras nerviosas cocleares, organizadas en “penachos” alrededor de sus bases. En contraste, a medida que la membrana basilar se desplaza hacia abajo, las membranas de las células ciliadas se hiperpolarizan y disminuye la producción de impulsos en las fibras nerviosas [Dav58]. Cuando no se presenta sonido al oído, la membrana basilar permanece “quieta”. Sin embargo existe una tasa de descarga basal de aproximadamente 50 impulsos por segundo en las fibras nerviosas, que aumenta y disminuye durante las oscilaciones de la membrana.

Una fibra nerviosa coclear transmite un patrón que corresponde directamente con la señal de entrada, es decir, si se presenta un tono de 100Hz el nervio auditivo podría disparar hasta 100 veces en un segundo. Esta serie de impulsos son conducidos a lo largo del nervio auditivo; la suma de estos representa una reproducción de las vibraciones de la membrana basilar. Debido a que la frecuencia máxima de disparo del nervio auditivo es de aproximadamente 400Hz, no existe una explicación de la percepción de frecuencias arriba de esta [Wev49].

2.1.4 Umbrales Auditivos

El umbral auditivo para un sonido dado es la mínima energía necesaria, medida en dB_{HL}, que debe poseer para producir una sensación auditiva. La determinación de este umbral auditivo se realiza mediante una prueba denominada *audiometría*, en la que se emplean tonos puros de frecuencia e intensidad determinadas. Estos

estímulos son generados mediante un *audiómetro* que los envía al paciente por medio de audífonos, vibrador óseo o un altavoz. El *audiómetro* de tonos puros permite la comparación de los umbrales de audición del paciente con los valores establecidos en la norma ANSI S3.21-1978 [Wil94].

Las frecuencias de prueba utilizadas en la audiometría son 125, 250, 500, 1000, 2000, 4000, 8000 Hz para un intervalo de intensidades de -10 hasta 110 dB_{HL} [Mar94]. Las respuestas del paciente se obtienen requiriéndole oprima un interruptor cada vez que escucha el tono de prueba, obteniendo de esta manera una curva que refleja su umbral de audición. La parte izquierda de la figura 8 ilustra la curva de audición de un sujeto normal obtenida con un audiómetro de tonos puros (dB_{HL}), el lado derecho corresponde a los mismos umbrales de audición expresados en dB_{SPL}.

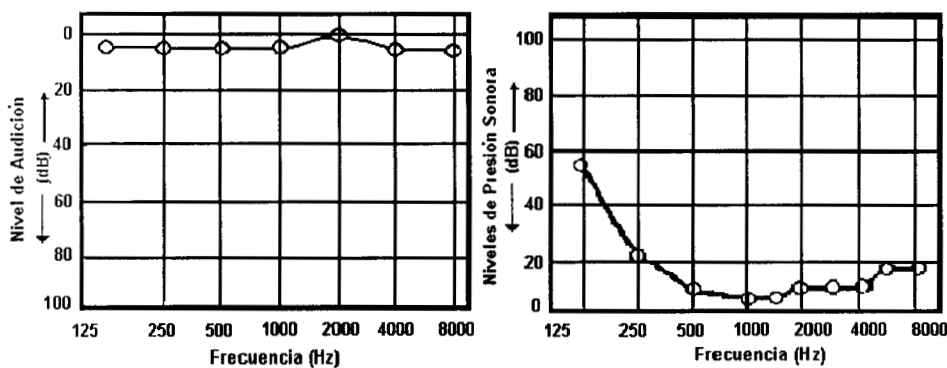


Figura 8. Curva de umbral de audición del oído derecho en un sujeto normal. El lado izquierdo de la figura ilustra la curva realizada en una audiometría tonal (dB_{HL}) y el lado derecho corresponde a los umbrales de audición en niveles de presión sonora (dB_{SPL}). (Tomado de Mar94).

La gráfica derecha de la figura 8, indica que un sujeto normal necesita mayor intensidad para escuchar sonidos a baja frecuencia y menor a altas frecuencias; Observe que para percibir un sonido de 1000 Hz es necesario una presión sonora de aproximadamente 6.5 dB_{SPL}, mientras que para percibir un sonido de 125 Hz, es necesaria una presión sonora de cerca de 60 dB_{SPL}. De acuerdo con el nivel de la curva resultante se sabe si el paciente tiene una audición normal o presenta alteraciones en el proceso auditivo.

BIBLIOTECA DOCUMENTALES - INHIGTESA

Una desventaja de la audiometría de tonos puros es que es un método subjetivo y está expuesto a errores de interpretación, es decir, la validez de la respuesta depende del sujeto y qué tan participativo se comporta durante la prueba. Existen métodos alternos para valorar el umbral de audición del sujeto en los que la respuesta no depende de su participación, como son los métodos objetivos mediante potenciales evocados.

2.2 VIA AUDITIVA CONSCIENTE

Las fibras nerviosas del nervio coclear conducen la información sobre el sonido desde las células pilosas del órgano de Corti a los núcleos cocleares de tallo cerebral. Estas fibras terminan en los núcleos dorsales y ventrales cocleares localizados en la región ipsilateral del tallo cerebral, ver figura 9; encontrándose organizadas en forma tonotópica, esto quiere decir, que las fibras de cada porción de la membrana basilar terminan en un área específica de los núcleos celulares. De esta manera se mantienen las características de frecuencia de la membrana en el tallo cerebral.

La mayoría de fibras que tienen su origen en los núcleos cocleares cruzan al lado contrario en el cuerpo trapezoide y se dirigen hacia arriba en el lemnisco lateral para terminar en el colículo inferior del mesencéfalo. A lo largo de este trayecto envían colaterales al núcleo del cuerpo trapezoide, al núcleo de la oliva superior, núcleo del lemnisco lateral y a la formación reticular del tallo cerebral. A cambio de esto, las fibras de estos núcleos penetran en el lemnisco lateral ascendente. Las fibras de los núcleos cocleares que no cruzan al lado contrario en el cuerpo trapezoide, ascienden por el lemnisco lateral del mismo lado hasta el colículo inferior ipsilateral. Las conexiones bilaterales que existen entre cada colículo inferior y cada núcleo del lemnisco ayudan aún más a transmitir la información de un lado a otro. Por lo tanto, cada lemnisco lateral transmite información auditiva proveniente de ambos oídos, lo cual ayuda a explicar por qué aparte de algunos problemas relacionados con la localización del sonido, una lesión del lemnisco lateral no produce pérdida apreciable de la audición.

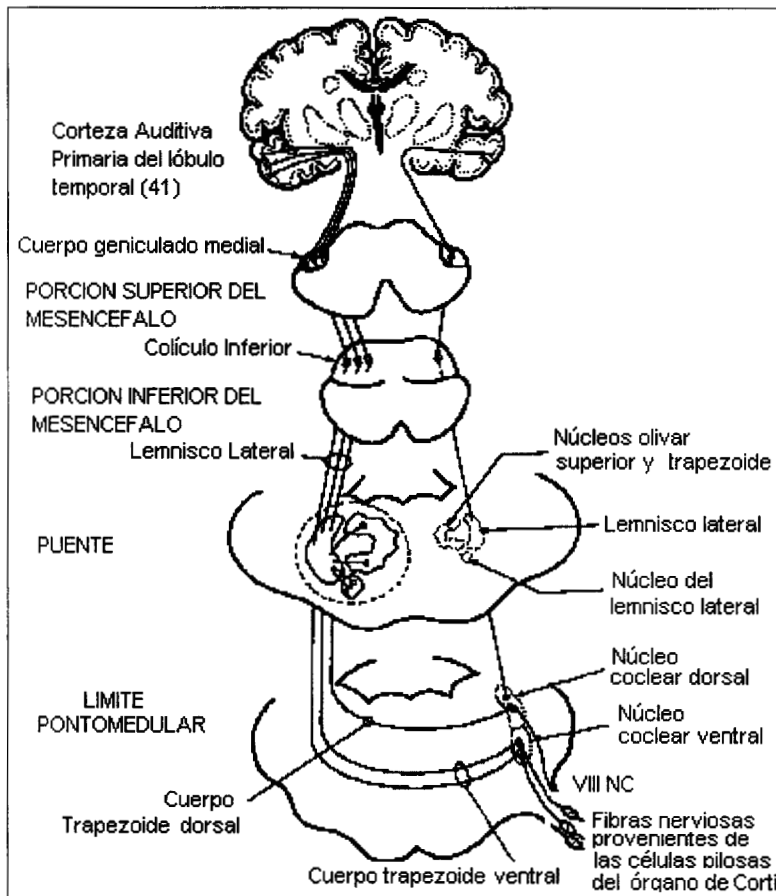


Figura 9. Esquema que muestra la vía aferente de la audición. Además de las fibras que cruzan al lado contrario en el cuerpo trapezoide, algunas otras cruzan entre los núcleos de los lemniscos laterales y entre los dos colículos inferiores. Otras fibras no cruzan al lado contrario y ascienden por el lemnisco lateral del mismo lado (Tomado de Stra84).

A partir del colículo inferior, las señales se retransmiten al cuerpo geniculado medial ipsilateral. Las fibras terminales se proyectan desde ese sitio hasta el área auditiva primaria del lóbulo temporal (área 41). El área cortical adyacente (áreas 22 y 42) es el área de asociación auditiva, la cual al parecer es necesaria para poder darle sentido a las señales auditivas que llegan del área primaria. Las dos áreas tienen una extensa red de conexiones neurales. Las vías auditivas están organizadas en forma tonotópica en todo su trayecto a partir de la membrana basilar, a lo largo de los centros de retransmisión del tallo cerebral, hasta la corteza auditiva. Por lo tanto, durante la transmisión de las señales hacia el cerebro se conservan la selectividad proporcionada por la localización de las fibras

nerviosas cocleares y sus mejores frecuencias a lo largo de la membrana basilar [Stra84].

2.3 POTENCIALES EVOCADOS

Los potenciales evocados o provocados (PE) son la respuesta eléctrica del cerebro ante un estímulo que puede ser auditivo (click, tonos), impulsos eléctricos, visuales (flash, patrón cromático), presión, etc.

El potencial evocado se extrae mediante un proceso de promediación a partir de la señal de electroencefalografía (EEG). De acuerdo al órgano del sentido que se estimule, reciben el nombre de potencial evocado auditivo, visual o somatosensorial como los más ampliamente utilizados en la clínica; mientras que los potenciales evocados cognitivos, olfatorios, y térmicos, entre otros, todavía no tienen una amplia aplicación.

El potencial evocado se puede identificar de dos formas, la primera es por la aparición de un cierto número de picos secuenciales (1,2,3,...etc), junto con su polaridad P para positivo y N para negativo. La segunda forma es etiquetar los componentes de acuerdo a su polaridad (P, positivo; N, negativo) y su latencia en milisegundos [Pic78]. Los subcomponentes de las respuestas son etiquetados de acuerdo a su polaridad y orden, por ejemplo P300 (a, b). La figura 10 y la tabla 1 ilustran algunos componentes etiquetados de un potencial evocado auditivo de latencia larga.

Los potenciales evocados pueden ser clasificados de acuerdo a su latencia, tiempo de aparición de un pico de actividad posterior a la aplicación de un estímulo. De esta manera los potenciales evocados auditivos (PEA) se clasifican en potenciales de latencia corta o ABR (*Auditory Brainstem Response*) correspondientes a los primeros 10 mseg después de la estimulación [Jew70], potenciales de latencia media de 10 a 50 mseg, y potenciales de latencia larga para un tiempo superior a los 50 mseg, ver figura 10.

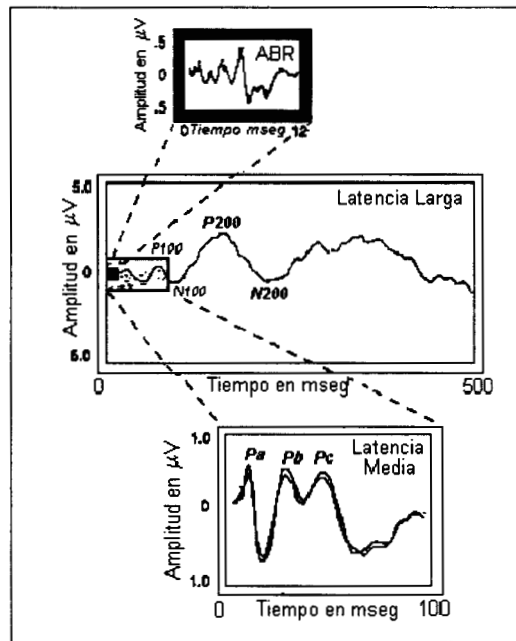


Figura 10. Clasificación del potencial evocado auditivo de acuerdo con la latencia de aparición de los diferentes picos de actividad (Tomado de Hoo98).

En el potencial evocado de latencia larga se consideran dos tipos de componentes: los relacionados con el estímulo, componentes *exógenos* determinados por las características físicas del estímulo y componentes *endógenos* relacionados con el evento y que dependen de la información contenida en los estímulos [Hil83]. Los potenciales evocados relacionados con el evento aparecen sólo cuando el sujeto presta atención a un estímulo dotado de significado para el individuo. Es decir solamente aparece con procesos cognitivos o perceptuales específicos [Hil83], [Goo83]. Estos tipos de componentes varían entre sujetos resultando muy difícil su caracterización.

En la figura 10 se ilustran diferentes componentes del potencial evocado auditivo de latencia larga (PEALL). Un componente positivo está a los 60 mseg, uno negativo a los 100 mseg, otro positivo a los 160 mseg, y otro componente negativo alrededor de los 200 mseg [McP93].

Los PEA presentan variaciones de morfología y latencia debidas a factores como temperatura, edad, sexo, fase del estímulo auditivo, intensidad y frecuencia del mismo, sitio de colocación de los electrodos, modo de estimulación (compresión y/o rarefacción) y forma de presentación (vía aérea, vía ósea, monoaural o binaural). Por ejemplo, un cambio en la frecuencia del estímulo conduce a una disminución en la amplitud de la respuesta cuando la frecuencia de la señal de excitación aumenta [Pic87], [Coh82].

P – pico N – valle	Clasificación	Descripción	Latencia (mseg)	Amplitud (μ V)
P60	Exógeno	Parámetros del estímulo	55 – 80	5 – 7
N100	Exógeno	Características acústicas de la audición	80 - 150	5 – 10
P160	Exógeno	Características acústicas de la audición	145–180	3- 6
N200	Endógeno	Una respuesta de amplitud pequeña.	180-250	3 – 6

Tabla 1. Clasificación de los principales componentes de los potenciales evocados auditivos de latencia larga [McP96].

Resumiendo, el evento electrofisiológico contenido en un PEA consiste en que un estímulo breve aplicado al oído ocasiona que un gran número de fibras exhiba una respuesta secuencial de impulsos nerviosos bien organizados. Esta descarga o respuesta originada inicialmente en la cóclea desencadena la respuesta secuencial de las sinapsis de la vía auditiva hasta finalizar en la corteza auditiva [Gal75]. Así, estas estructuras serán las responsables de la generación de las diferentes componentes que conforman el PEA.

La utilización clínica de los PEA ha resultado de gran valor diagnóstico, ya que es una medida electrofisiológica que permite evaluar la maduración y alteración de los diferentes niveles de la vía auditiva, detectar y localizar lesiones en diversos

niveles del tallo cerebral y la identificación de problemas auditivos, proporcionando información global del sistema auditivo. El propósito de este trabajo es la respuesta auditiva de frecuencia específica a través del potencial evocado, para conocer la respuesta del sistema auditivo frecuencia a frecuencia, permitiendo identificar el umbral de audición de cada una de las frecuencias usadas.

2.4 TRABAJOS PREVIOS

En la búsqueda de diagnósticos de valoración auditiva, los potenciales evocados auditivos han tenido un papel esencial en la evaluación de la función auditiva; constituyen un método objetivo que requiere poca o ninguna cooperación por parte del sujeto, no es molesta, se realiza de una manera no invasiva y con frecuencia sin necesidad de utilizar sedantes o anestesia [Fer94].

De los potenciales evocados los más utilizados en la clínica son los PEATC, ubicados en los primeros diez milisegundos posteriores a la presentación de un estímulo acústico constituido por un pulso cuadrado de 100 μ segundos de duración e intensidad variable, enviados al sujeto a través de audífonos; constituyen un método de diagnóstico confiable que ha sido ampliamente utilizado en la determinación de las alteraciones retrococleares y en la detección temprana de trastornos auditivos [Pic91].

Sin embargo, esta técnica tiene limitaciones para la caracterización precisa de la audición. Una primera limitación deriva del tipo de estímulo acústico que se utiliza para el registro; no es específico en su contenido espectral, ya que contiene energía acústica en una amplia banda de frecuencia (0 a 10 KHz). Un segundo problema está relacionado con el patrón de activación coclear que provoca un estímulo breve, el cual no se limita a una región específica de frecuencia, es decir; activa una zona amplia de la membrana basilar (ver sección 2.1.1), no pudiendo estimar un audiograma detallado por frecuencias.

En la búsqueda de un audiograma que proporcione información frecuencia a frecuencia se han utilizado técnicas de enmascaramiento con ruido acústico [Sta85]; se parte de la idea de que al bloquear las regiones de la cóclea que modifican las porciones no deseadas del estímulo tonal, se puede obtener una respuesta electrofisiológica más limpia, es decir, una respuesta que refleje solo la activación de la región coclear de interés. Estímulos tonales breves con ruido enmascarante [Pic79].

El mecanismo postulado con mayor frecuencia para explicar este tipo de enmascaramiento se basa en el principio de línea ocupada, descrito para las fibras del nervio auditivo [Pic82]. Si un estímulo ha saturado la capacidad de respuesta de una fibra nerviosa, la presentación de un nuevo estímulo no será capaz de producir un incremento adicional en la actividad de dicha fibra. El fenómeno de línea ocupada no requiere necesariamente que se sature la capacidad de la respuesta de la fibra. Si la intensidad efectiva del primer estímulo es mucho mayor que la del segundo, la actividad adicional provocada por este último resulta muy pequeña.

De los trabajos realizados bajo esta idea se pueden citar los siguientes:

- Técnicas de respuestas derivadas usando click con ruido pasa-alto [Don78], basadas en la idea de que el ruido en altas frecuencias puede enmascarar las respuestas de las fibras de alta frecuencia sin afectar las fibras de baja frecuencia.

- Técnicas de respuestas derivadas usando click y enmascaramiento tonal [Pan82]; donde el tono continuo podría activar neuronas que respondan a esa frecuencia y evitar que respondan al amplio espectro de frecuencia del click. Restando la respuesta combinada del click y el tono de la respuesta al click, se puede obtener una respuesta equivalente para el tono.

- Clicks en ruido ranurado [Lau83] [Pra84]. El ruido ranurado es un ruido de banda ancha en el cual se ha retirado una cierta banda de frecuencias. La idea del ruido

ranurado fue restringir la región de la cóclea sensible a la frecuencia correspondiente a la ranura.

Todas estas técnicas presentan ventajas y a la vez desventajas. Implican cambios de latencia y morfología de la respuesta, en el caso de la respuesta derivada se obtienen registros ruidosos, aumentando también el tiempo de duración de la prueba. Estos factores negativos pueden explicar su pobre difusión [Jac89].

Las ventajas de los PEATC se derivan de su alta replicabilidad intra e interindividual, la relativa facilidad con la que se obtiene y la elevada estabilidad de la respuesta durante el sueño, la sedación e incluso la anestesia, de igual forma factores endógenos dependientes de la atención y el estado psicológico del sujeto no parecen afectar los parámetros del potencial [Sta81]. No de igual forma en los PEALL y latencia media que prometían ser quizás los que mayor información brindarían, ya que se generan a niveles corticales y representan por lo tanto el proceso más completo de la percepción auditiva.

Otra forma relativamente sencilla en comparación con los procedimientos descritos, es el empleo de estímulos tonales breves (ETB) de diferentes frecuencias para la estimación de umbrales electrofisiológicos. Las características temporales y acústicas de los estímulos tonales empleados en los diferentes estudios no han sido homogéneas. Algunos investigadores emplean ETB de distintas frecuencias con tiempo de ascenso, meseta y caída fijos [Sta81]. Mientras que otros recomiendan mantener fijo el número de oscilaciones del estímulo tonal durante el ascenso y la caída cuando se varía la frecuencia [Dav76]. Se han realizado algunos estudios sobre las porciones del ETB que provocan la respuesta y sobre el tiempo a partir del cual deben medirse sus parámetros de latencia y amplitud [Pic79].

Actualmente se conoce que la latencia del PEATC a ETB varía en forma compleja como una función del tiempo de ascenso, la frecuencia y la intensidad del tono

[Sta81]. El tiempo de ascenso influye sobre la latencia en dos formas: a través de la menor o mayor dispersión de la energía acústica del estímulo, lo cual a su vez provoca una activación de distintas regiones de la coclea; y por un efecto específico que es independiente del lugar activado [Pic79].

Los cambios de frecuencia nominal del estímulo tonal breve producen también un efecto sobre el PEATC. Se han reportado curvas de latencia en función de la intensidad para los PEATC provocados por estímulos de diferentes frecuencias en individuos normales [Sta81]. En estas curvas se observa que a una misma intensidad hay un desplazamiento hacia mayores valores de latencia a medida que disminuye la frecuencia nominal del estímulo tonal.

Los PEATC provocados por ETB son respuestas menos claras y sincrónicas que el PEATC a click y resultan por tanto más difíciles de evaluar, sobre todo a intensidades de estimulación cercanas al umbral. La exploración electroaudiométrica mediante PEATC a ETB requiere no solo la obtención de los potenciales evocados a intensidades decrecientes hasta el umbral, sino también el uso de estímulos de diferentes frecuencias.

Recientemente se han recomendado los Potenciales Evocados Auditivos de Estado Estable (PEAEE) como una técnica más precisa para la evaluación electroaudiométrica. Estas respuestas son obtenidas por estímulos que ocurren a una frecuencia de repetición suficientemente rápida, de manera que la respuesta provocada por un estímulo, se superpone a la del estímulo precedente [Reg82]. Esta superposición causa una respuesta periódica que se alcanza a determinada frecuencia de estimulación. Debido a las características de periodicidad de los PEAEE, estos pueden ser fácilmente analizados en el dominio de la frecuencia y son susceptibles a ser detectados cuantitativamente mediante el empleo de diferentes indicadores estadísticos.

Con fines audiométricos, los PEAAE tienen algunas ventajas sobre los potenciales evocados auditivos transientes:

- Se pueden emplear estímulos acústicos de larga duración (tonos continuos modulados en amplitud), similares a los que se emplean en una audiometría convencional y con una mayor especificidad en su contenido espectral [Lin95]
- Por la periodicidad de la respuesta, ésta se describe en forma simple en el dominio de la frecuencia y queda representada como un pico espectral a la frecuencia de modulación.
- Se puede detectar en forma cuantitativa haciendo uso de diferentes indicadores estadísticos [Val97]. A diferencia de otros procedimientos electroaudiométricos, que requieren mayor pericia por parte del especialista para interpretar los resultados (la respuesta umbral se identifica por inspección visual de los registros) en el caso de la audiometría mediante PEAAE se puede lograr una mayor objetividad con la detección automática de la señal.

Sin embargo a pesar de estas ventajas cuando se realiza una audiometría mediante PEAAE a tonos aislados se consume mucho tiempo, ya que hay que explorar cada frecuencia por separado. Esto limita su utilidad donde el tiempo de exploración constituye una variable crítica.

Se pretende mediante tonos de frecuencia específica de larga duración, determinar el umbral de audición del sujeto. Para este propósito se estudia un grupo de adultos sanos, sin antecedentes de trastornos auditivos; registrando el EEG referido a un electrodo cefálico y no cefálico, respectivamente.

3. METODOLOGIA

El grupo de estudio consistió de 30 personas jóvenes entre hombres y mujeres a los que se sometió a un estudio de potenciales evocados auditivos de latencia larga utilizando como excitación tonos ráfaga, registrando el EEG en cinco posiciones diferentes del cuero cabelludo a lo largo de la trayectoria A₁-A₂, de acuerdo al sistema internacional 10-20. En el registro del EEG se utilizaron dos referencias de tierra: A₁ y la tercera vértebra de la columna vertebral a las que se denominó tierra cefálica y no cefálica, respectivamente. El análisis de los datos incluye la búsqueda de morfologías reconocibles, amplitudes y latencias de picos de actividad, y análisis espectral. Este análisis de datos busca correlacionar el registro del potencial evocado con la información audiométrica de sujetos normales para posteriormente compararlos con la información de sujetos sordos.

3.1 Diseño del experimento

3.1.1 Sujetos.

De una población original de treinta sujetos normoyentes con edades de 18 a 30 años se eligieron tres mujeres y quince hombres con umbrales auditivos inferiores a los 30 dB_{HL} en las frecuencias de 0.25, 0.5, 1, 2 y 4 kHz. Adicionalmente se contó con un voluntario masculino hipoacúsico del oído derecho con umbrales superiores a los 70 dB_{HL} y la simulación de una sordera de tipo conductiva con umbral promedio a 70 dB_{HL} en oído derecho para un sujeto femenino.

Para la realización del registro se pidió a los sujetos presentarse con el cabello limpio y seco y libre de cualquier cosmético capilar. Utilizando algodón empapado en alcohol se limpiaron las zonas de la cabeza correspondientes a las posiciones A₁ y A₂ para colocar electrodos de plata-cloruro de plata de 8 mm de diámetro con gel para EEG, fijándolos con cinta "micropore" al cuero cabelludo del sujeto. Para los electrodos C_z, C₃, T₃, C₄, y T₄ se utilizó una gorra Electro Cap de 16 canales sujeta al pecho del voluntario con un arnés. Utilizando un medidor de impedancias

Grass modelo EZM 3A y aplicando el gel conductivo necesario se cuidó de obtener una impedancia interelectrónica inferior a los 5000 ohms. En la figura 11 se ilustra la posición de electrodos utilizada.

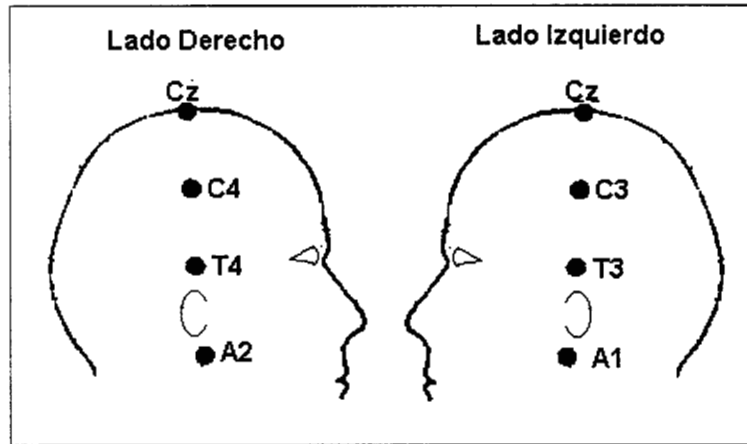


Figura 11. Posición de los electrodos utilizados en el registro.

En estas condiciones se conduce al sujeto al interior de una cámara anecoica, donde ya recostado en una camilla se comprueba la impedancia interelectrónica. Los cables de cada electrodo se llevan a la caja de conexiones Grass modelo IGMEB - INT25 a fin de registrar la señal de EEG. Por último se le colocan los audífonos de estimulación modelo TDH - 39, rojo del lado derecho y azul del lado izquierdo. Hecho lo anterior se deja al sujeto solo y con la luz apagada permaneciendo acostado durante todo el tiempo que dura el registro, aproximadamente 90 minutos. Como instrucciones finales se indica al sujeto guardar una postura relajada, ojos cerrados y evitar deglutir.

3.1.2 INSTRUMENTACION

3.1.2.1 Estimulación acústica.

Se utilizaron tonos ráfaga con envolvente trapezoidal, con un tiempo de subida y bajada de 10 ms y una meseta de 980 ms, para una duración total de 1 segundo. Las frecuencias consideradas fueron 250, 500, 1000, 2000 y 4000 Hz, para

intensidades de 60 y 70 dB_{HL}, vía audífono TDH-39 del lado derecho. Para la generación de estas señales se utilizó una promediadora clínica *Nicolet* modelo CA-1000 con módulo Generador de Tonos modelo NIC-1002, ver figura 12.

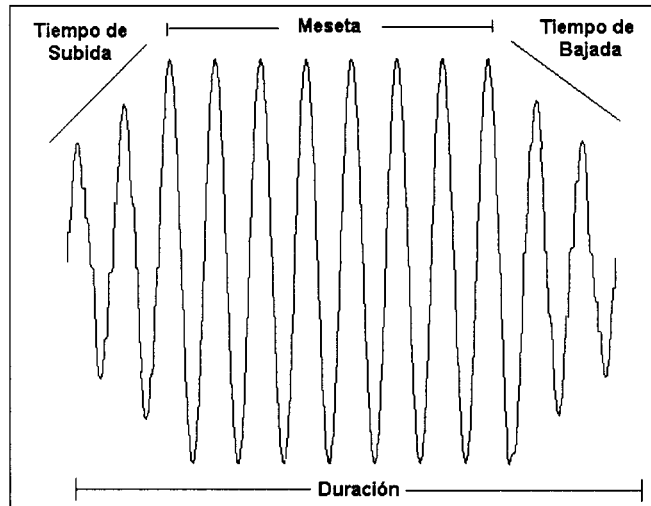


Figura 12. Estimulo Acústico con tiempo de subida y bajada de 10 mseg y una meseta de 980 mseg, para una duración de 1 segundo.

El empleo de un estímulo de frecuencia específica es deseable pues se busca excitar la membrana basilar solamente en la región correspondiente a la frecuencia del estímulo, buscando correlacionar la frecuencia de la señal del estímulo con la respuesta evocada correspondiente. Los tiempos de subida y bajada se eligieron sabiendo que entre mayor sea este tiempo menor será la dispersión espectral (ver figura 13) además, 10 mseg es el máximo tiempo de subida y/o bajada que se puede generar en la CA-1000. La frecuencia de repetición e intensidad del estímulo se eligieron buscando el mejor detalle morfológico de la respuesta en el dominio del tiempo. En la tabla 2 se puede observar la configuración que tuvo la CA-1000 en el experimento.

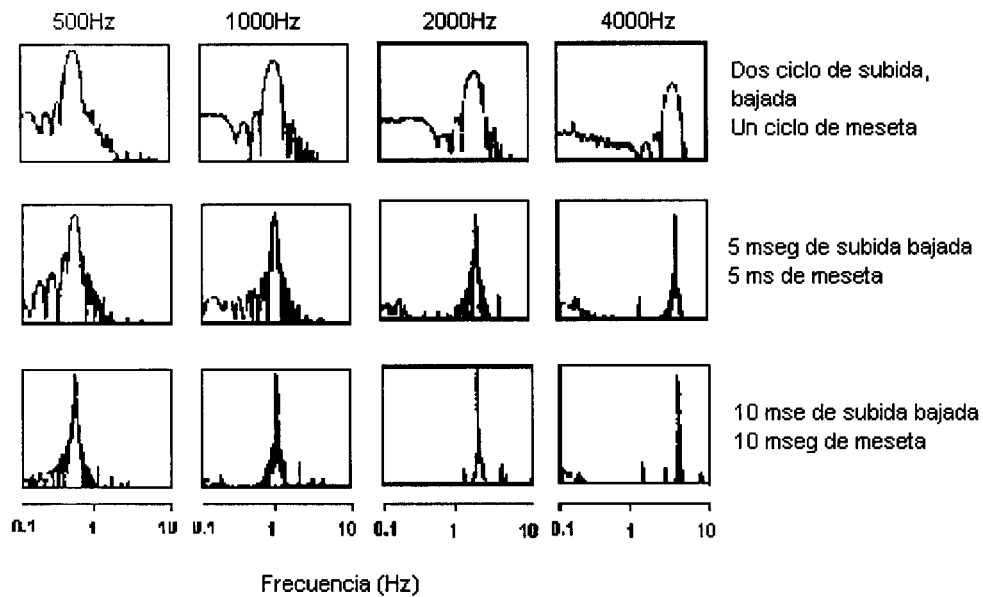


Figura 13. Efectos del tiempo de subida y bajada, duración de la meseta en la dispersión del espectro del tono. Entre mayor sea el tiempo de subida/bajada menor será la dispersión espectral (parte inferior de la figura).

PARAMETRO	DESCRIPCION
Estimulo	Tonos ráfagas con envolvente trapezoidal
Tiempo de meseta	980mseg
Tiempo de subida y bajada	10mseg
Intensidad	60 dB _{HL} - 70 dB _{HL}
Frecuencia de portadora	250 - 500 - 1000 - 2000 - 4000Hz
Frecuencia de repetición	0.3sec
Duración	100μs
Repeticiones	2000
Bandpass	150 - 1500Hz
Notch Filter	Off
Sensitividad en ±μv	25
Oído estimulado	Derecho
Enmascaramiento	No se utilizo
Tipo de auriculares	TDH - 39

Tabla 2. Configuración de la promediadora CA-1000

3.1.2.2 Instrumentación.

Treinta minutos antes de iniciar el estudio se encienden los equipos, permitiendo un período de precalentamiento para estabilizar condiciones de funcionamiento. El equipo anterior incluye un osciloscopio marca Tektronix, modelo D7704 A, un sistema Grass de 18 canales modelo 8-18-36, una promediadora *Nicolet* CA-1000 que incluye el módulo NIC-1007A de estimulación auditiva, generador de los tonos ráfaga modelo NIC-1002, y la unidad que permite sincronizar el inicio del estímulo sonoro con el inicio de la captura de información por parte de una tarjeta de conversión analógica-digital PCLAB-818 instalada en una computadora HP vectra.

Con el osciloscopio Tektronix se monitoreó continuamente la señal de EEG de la derivación C_z , esto con el propósito de vigilar que la señal estuviera libre de artefactos debidos a parpadeo o movimientos del sujeto.

Del equipo Grass se utilizó un amplificador por cada electrodo, como se observa en la tabla 3. Para los registros de referencia cefálica se realizó registro contralateral, con A_1 como tierra. En el registro de referencia no cefálica, A_1 y A_2 estuvieron cortocircuitados y tierra fue la tercera vértebra de la columna. En cada amplificador Grass se fijaron las siguientes condiciones de funcionamiento: ganancia por un factor de 80 000, filtro de 60 Hz en posición de apagado, frecuencia de corte en bajas de 0.1 Hz y frecuencia de corte en altas en 300 Hz.

Amplificador No. 0	Calibración	Calibración	Tierra
Amplificador No. 1	$C_z (+)$	$A_2 (-)$	A_1
Amplificador No. 2	$C_3 (+)$	$A_2 (-)$	A_1
Amplificador No. 3	$T_3 (+)$	$A_2 (-)$	A_1
Amplificador No. 4	$C_4 (+)$	$A_2 (-)$	A_1
Amplificador No. 5	$T_4 (+)$	$A_2 (-)$	A_1

Tabla 3. Configuración de los amplificadores de EEG del Sistema Grass.

Las señales de salida de los amplificadores Grass se acoplaron a las entradas analógicas de los convertidores analógicos de la tarjeta PCLAB-818, quedando asignados como sigue: canal 0: modo de calibración (tierra); Canal 1: señal del electrodo C_z ; Canal 2: señal del electrodo C_3 ; Canal 3: señal del electrodo T_3 , Canal 4: señal del electrodo C_4 ; Canal 5: señal del electrodo T_4 . Por el puerto de entrada digital de esta misma tarjeta se conectó la señal de sincronía para iniciar la conversión proporcionada por la CA-1000. En la computadora HP vectra se ejecuta el programa que se encarga de inicializar los parámetros de trabajo además de generar y guardar archivos con los datos que captura el convertidor A/D.

3.1.2.3 Captura de la información.

En el diagrama de bloques de la figura 14 se observa el sistema de adquisición utilizado en el registro. El bloque del estimulador equivale a la promediadora Nicolet CA-1000 donde se fijaron los siguientes parámetros: Pulso cuadrado de sincronía negativo con una duración de $100 \mu\text{seg}$, frecuencia de repetición del tono ráfaga en 0.3 Hz. En el generador senoidal NIC - 1002 se fijó un tiempo de subida y bajada de 10 msec y una meseta de 980 msec para la envolvente trapezoidal del estímulo ráfaga considerando las frecuencias de 250, 500, 1000, 2000 y 4000 Hz, para intensidades de 60 y 70 dB_{HL} . En estas condiciones el módulo de estimulación NIC-1007A envía simultáneamente una ráfaga de prueba hacia el audífono derecho y un pulso de sincronía hacia el puerto de entrada digital de la tarjeta PCL-818 para así dar inicio a la captura de información en los electrodos C_z, C_3, T_3, C_4, T_4 .

Las señales entregadas por cada amplificador de EEG se digitalizaron observando el Teorema de Nyquist. Aún cuando en los amplificadores de EEG se utilizó una frecuencia de corte en altas de 300 Hz, la frecuencia de muestreo empleada fue de 2000 Hz, excediendo con ello los requerimientos del teorema de Nyquist. Para cada canal registrado la ventana de análisis fue de 1.3 segundos con 2500

muestras adquiridas por canal, 300 msec de actividad espontánea y un segundo correspondiente a la excitación.

La captura de datos se realiza tantas veces como épocas de EEG se desean promediar para un cierto tono de frecuencia e intensidad dadas, generando un archivo de datos por cada época registrada, ver figura 15. Para los registros de referencia no cefálica se capturaron 50 épocas de EEG, que implican 50 archivos de datos. Mientras que para los registros de referencia cefálica se tomaron 100 épocas, generando los correspondientes 100 archivos de datos.

Los *archivos de datos* donde se guarda la información se denominan NNNNXXXX.DAT, donde NNNN y XXXX son cadenas de cuatro caracteres, esta última indica el número de época adquirida. La cadena NNNN se forma de la siguiente manera: los dos primeros caracteres conforman un código que identifica a cada paciente y los dos restantes indican la frecuencia e intensidad del registro realizado. Por ejemplo, el archivo NC060008.DAT contiene la época ocho de una excitación de 250Hz a 60 dB HL, practicada al paciente NC.

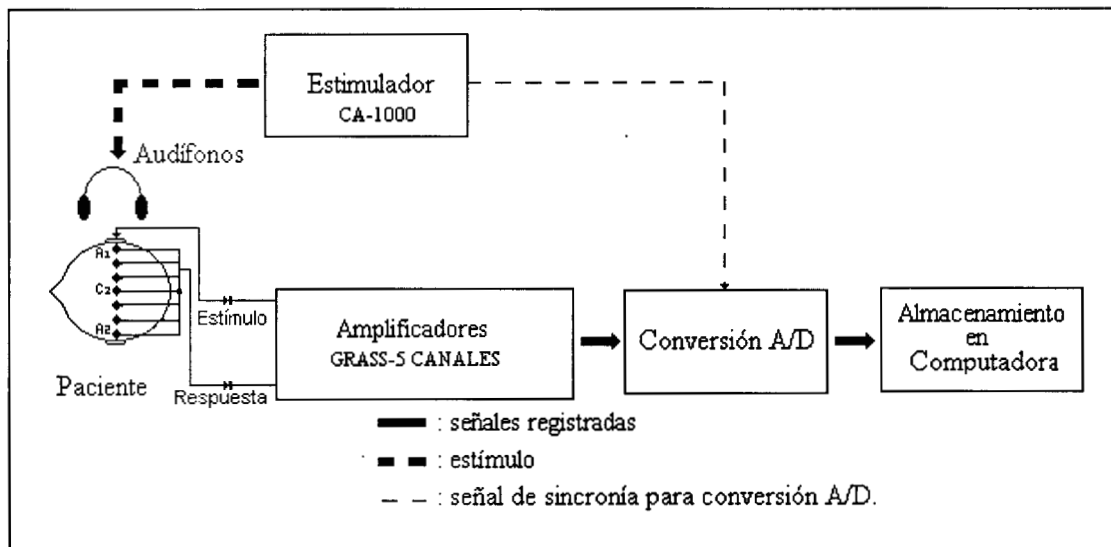


Figura 14. Diagrama de bloques de la instrumentación empleada.

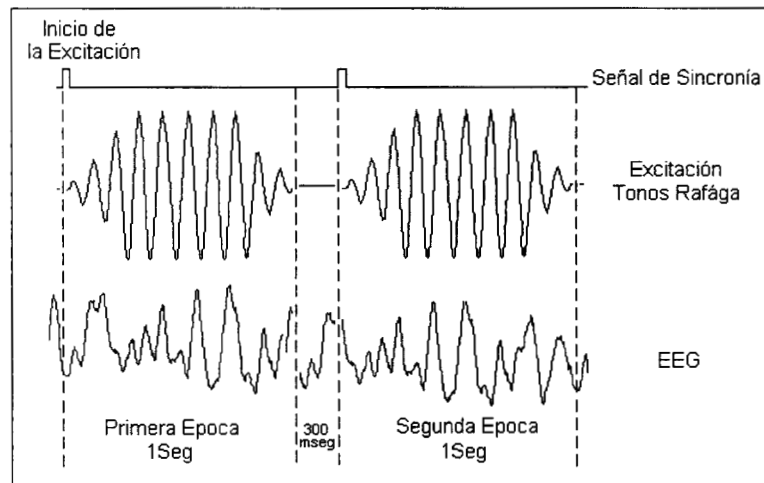


Figura 15. Excitación tonos ráfaga auditiva. Señal de sincronía que inicia envió del tono ráfaga a través de los audífonos e inicia la adquisición de datos con ventanas de análisis de 1.3seg

3.1.2.4 Análisis de los datos.

Se realiza fuera de línea con programación desarrollada en MATLAB. Mediante la promediación del conjunto de épocas correspondientes a una frecuencia e intensidad de excitación se adquiere el PEALL minimizando la presencia del ruido o actividad eléctrica no correlacionada con la estimulación auditiva empleada. Este ruido está compuesto por la actividad electroencefalográfica espontánea, actividad muscular e interferencia eléctrica; mediante la promediación se reduce el nivel de ruido presente en la captura de información [PIh83].

Se fijó un nivel de rechazo de artefacto de $45\mu\text{V}$ para tratar de promediar la mayor cantidad de épocas posibles y lograr una buena relación señal a ruido. Adicionalmente se inspeccionó visualmente cada registro para eliminar los registros ruidosos. Para cada uno de los electrodos de registro considerados se efectuó un primer análisis mediante la observación de la presencia de picos de actividad, con su respectiva latencia y amplitud. Se compararon entre sí los cinco electrodos, extendiendo este análisis comparativo también entre sujetos, buscando caracterizar en el tiempo y/o la frecuencia la respuesta producida por el estímulo.

Se calculó el espectro de frecuencia de la señal promediada mediante un algoritmo de Burg, gráficamente en un mismo eje coordinado el espectro del estado basal y el espectro correspondiente a la respuesta evocada registrada en los electrodos colocados sobre el cuero cabelludo. Una primera forma visual de análisis es la de observar los picos de actividad de ambos espectros y buscar coincidencias entre ellos, principalmente a la frecuencia en que se envía el estímulo.

3.1.2.5 Promediación.

El método de promediación se vale de la presentación repetida de un estímulo, en este caso auditivo, en donde de forma sincrónica con la presentación de dicho estímulo se adquiere la señal de EEG donde se encuentra inmersa en un fondo de ruido la actividad eléctrica correspondiente a la respuesta del cerebro a la estimulación auditiva. Se parte de la idea de que la respuesta del sistema auditivo es aproximadamente la misma cuando las características del estímulo permanecen constantes.

Al realizar la promediación de las épocas se logra que la parte del EEG no correlacionada con la estimulación tienda a cero, quedando únicamente la parte del EEG correlacionado con la excitación auditiva i.e. el potencial evocado. La relación señal a ruido mejora de acuerdo a la raíz cuadrada del número de épocas promediadas. Por ejemplo, cuando 100 respuestas han sido promediadas, la amplitud del ruido remanente se habrá reducido en un factor de 10 comparado con el ruido contenido en una sola época.

En la práctica, el incremento de la relación señal a ruido está limitado por factores como la repetibilidad de la respuesta y la suposición de que el EEG se modela como ruido blanco.

Resulta importante que una estimulación repetida genere un potencial evocado de una misma forma de onda. Sin embargo cuando se registran potenciales evocados

corticales este requerimiento es difícil de mantener debido a factores fisiológicos como la atención y la habituación del sujeto, lo cual se traduce en una cierta variabilidad en el tiempo en que ocurre la respuesta del sistema.

Otro factor es la estabilidad del potencial evocado. En el caso de los potenciales evocados auditivos de tallo cerebral puede asumirse que esta premisa se cumple bastante bien, pero no así en el caso de los PEALL. En el caso que se produzca variabilidad en la señal del PEALL, ésta se puede manifestar como cambios en la amplitud y morfología de sus componentes, efectos que se pueden acentuar cuando aumenta el número de épocas promediadas [Bog85]. Por otra parte el incremento de la relación señal a ruido como función directa de la raíz cuadrada del número de promediaciones efectuadas únicamente se aplica cuando el ruido es de tipo estacionario [Bog85]. No siempre estas señales cumplen estrictamente esta condición. Previo al cálculo del promedio se retira el valor medio de cada una de las épocas, centrándolas en cero.

4. RESULTADOS

Los registros de PEALL adquiridos utilizando referencia cefálica y no cefálica se analizaron en el tiempo y la frecuencia como se detalla a continuación.

4.1 REFERENCIA NO CEFALICA

En esta parte de la investigación se consideraron siete sujetos masculinos normoyentes con umbrales de audición para tonos puros inferiores a 25 dB_{HL} con edades de 23 a 27 años. Adicional al estudio con estímulos ráfaga se registró también la actividad espontánea del EEG, con el sujeto en idénticas condiciones de prueba pero sin utilizar estimulación auditiva alguna. A este registro se le denominará en lo sucesivo *registro de estado basal*. Como referencia de tierra se utilizó un electrodo colocado en la tercera vértebra de la columna vertebral, el resto de los electrodos se colocaron como se encuentra descrito en la sección de metodología (ver sección 3.1.1).

4.1.1 ANALISIS EN EL TIEMPO

El número de épocas adquiridas fue de 50 para cada tono ráfaga de prueba. Se analizaron las respuestas obtenidas en cada electrodo en una ventana de análisis de 400mseg. La morfología típica de la respuesta obtenida se observa en la figura 15, donde se describen 5 picos principales: Pa a los 60 mseg, Na a los 100 mseg, Pb a los 180 mseg, Nb a los 280 mseg y Pc a los 350 mseg. Se puede observar que en el registro correspondiente al *estado basal* no aparecen estos picos de actividad. La mejor posición para visualizar estos picos es sobre el electrodo C_z, que presenta mejor definición y amplitud con respecto a los demás electrodos, ver figura 18.

De éstos picos el complejo Pa/Na/Pb es el más constante en sujetos normales, mientras que los demás varían en latencias y amplitudes de un sujeto a otro. Los resultados se presentan por: a) intensidad, b) frecuencia del estímulo y c) respuesta en los electrodos.

a) Análisis en el tiempo: Intensidad. La amplitud pico de la respuesta se obtuvo entre el pico positivo más prominente y su correspondiente valle negativo obtenidos en el electrodo C_z . La amplitud de la respuesta crece con la intensidad de excitación. En la figura 16 se ilustran las respuestas típicas observadas en el electrodo C_z , para una excitación de 250Hz a 60 y 70dB_{HL}. Se observa un incremento de 1.1 μ V en la amplitud pico de la respuesta, al pasar de 2.2 μ V a 3.3 μ V para una excitación de 60dB_{HL} y 70dB_{HL} respectivamente.

En la tabla 4 se muestran los valores medio y desviación estándar de la magnitud y área bajo la curva de la respuesta obtenida en el electrodo C_z , para las diferentes frecuencias utilizadas. La tabla 4 consigna los valores medios y desviación estándar, globales de la tabla 3.

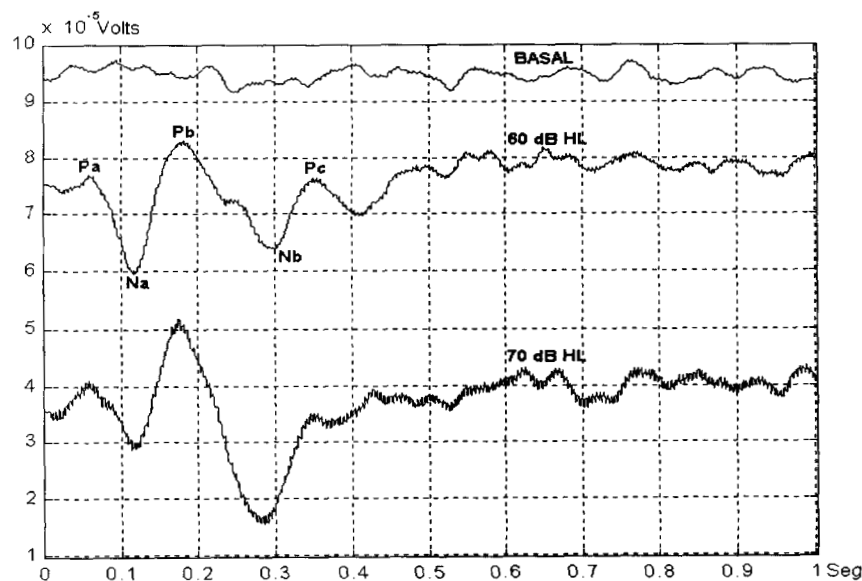


Figura 16. Respuestas obtenidas de un sujeto a una excitación de 250Hz a 60, 70dB_{HL} y su estado basal en el electrodo C_z .

Otra forma de obtener información fue calculando el área bajo la curva de la respuesta [McG88], eliminando la componente de DC se calculó la integral del valor absoluto para la señal obtenida en C_z a cada frecuencia e intensidad de excitación; de forma similar a la que se obtuvo la tendencia de los datos a través

de su media y desviación estándar en la amplitud, se obtuvo para el área bajo la curva en función de la intensidad, ver tablas 4 y 5.

	Area		Amplitud (μV)	
	60dB HL	70dB HL	60dB HL	70dB HL
250Hz	0.0073 \pm 0.0025	0.0127 \pm 0.0150	17.83 \pm 3.48	19.83 \pm 6.91
500Hz	0.0071 \pm 0.0026	0.0062 \pm 0.0019	13.66 \pm 3.01	15 \pm 5.29
1000Hz	0.0065 \pm 0.0027	0.0052 \pm 0.0018	11 \pm 3.22	10.83 \pm 1.83
2000Hz	0.0060 \pm 0.0017	0.0038 \pm 0.0018	10.6 \pm 3.77	9.5 \pm 1.87
4000Hz	0.0039 \pm 0.0067	0.0038 \pm 0.0041	7.33 \pm 3.92	8.16 \pm 1.94

Tabla 4. Amplitud y área bajo la curva de respuesta registrada en C_z , como función de la frecuencia e intensidad de la excitación.

	60dB HL	70dB HL
Amplitud (μV)	12.08 \pm 3.92	12.66 \pm 4.75
Area	0.0062 \pm 0.0014	0.0063 \pm 0.0037

Tabla 5. Media y desviación estándar globales de la tabla 4

De acuerdo a la desviación estándar observada en la tabla 5, se puede decir que a 60dB_{HL}, los valores de amplitud y área están menos dispersos que a 70dB_{HL}. Los casos en que la morfología del complejo Pa/Na/Pb en la respuesta de C_z no estaba bien definida no se tomaron en cuenta para el promedio.

b) Análisis en el tiempo: frecuencia del estímulo.: Los resultados indican que entre mayor sea la frecuencia de excitación mayor será la disminución de amplitud en la respuesta. En la figura 17 se muestran las diferentes respuestas de C_z para una misma intensidad variando la frecuencia de excitación entre 250 y 4000Hz, donde se puede ver una disminución de la amplitud en función de la frecuencia de excitación.

Se observa una consistencia en la morfología de la respuesta durante los primeros 400 mseg, observándose la presencia de los picos Pa/Na/Pb a una misma latencia independientemente de la frecuencia de excitación, ver figura 17.

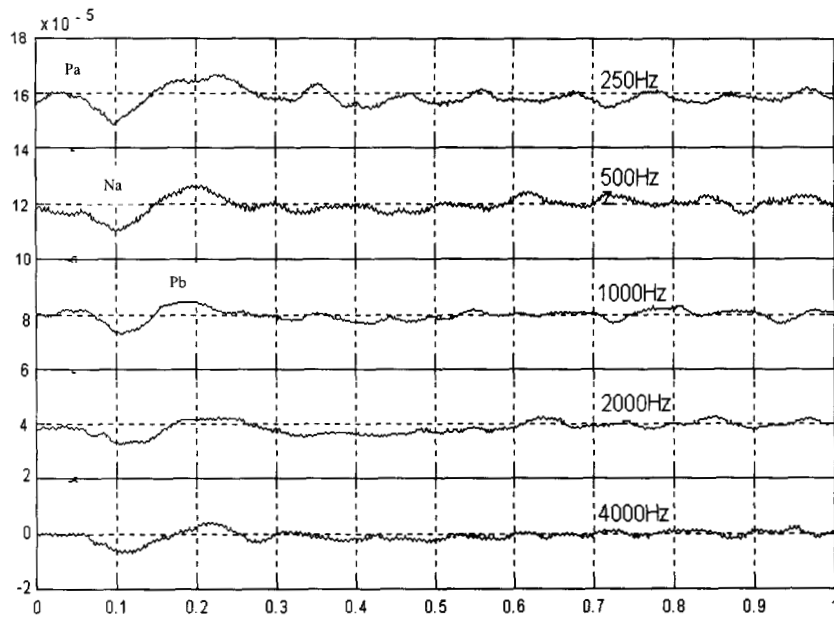


Figura 17. Respuestas de Cz para una estímulo de 60 dBHL a cuatro distintas frecuencias.

La variación de la amplitud y el área de la respuesta en función de la frecuencia de excitación se observa en la tabla 4. La disminución en amplitud de la respuesta en función de la frecuencia de excitación, se ilustra en la figura 18. Resulta evidente que la amplitud de la respuesta varía inversamente a la frecuencia de excitación, cuando se mantiene constante la intensidad. Esto es, para una intensidad de 60dB HL la amplitud de la respuesta es de 17.83 μV a 250Hz, y cambia a 7.33 μV a 4000Hz, denotando una disminución de 10.5 μV .

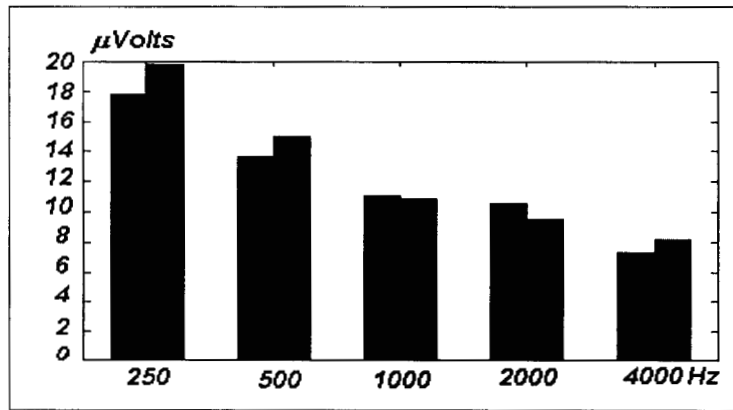


Figura 18. Disminución de la amplitud de la respuesta en función de la frecuencia de excitación, las barras de color azul representan la respuesta a una intensidad de 60dBHL y las rojas a 70dBHL.

c) Análisis en el tiempo: Electrodo. La morfología de la respuesta es aproximadamente la misma en todos los electrodos. Se observa el mismo patrón de valles y crestas con sus respectivas latencias tal como se muestra en la figura 19. Sin embargo si se observan cambios de amplitud dependiendo del lugar donde se registra la respuesta, identificando la posición de C_z como la posición de elección. En la figura 19 se observa la respuesta para una excitación de 500Hz a 60dB_{HL}, notándose una mejor calidad de señal en el lado contralateral a la estimulación.

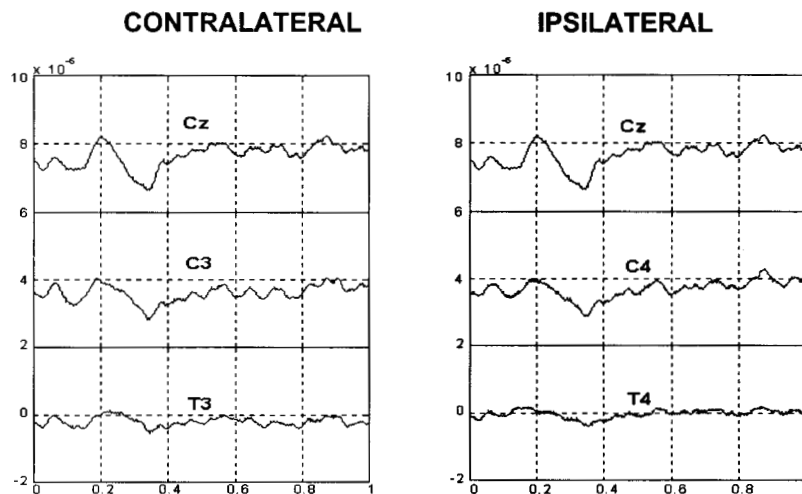


Figura 18. Respuesta correspondiente a una excitación de 500Hz @ 60dB_{HL}; la amplitud de la respuesta es mayor sobre C_z disminuyendo hacia los electrodos temporales T_3 y T_4 .

Para cuantificar la variación de la amplitud de la respuesta en función de la posición del electrodo de registro se recurrió al cálculo del área bajo la curva, los resultados se observan en la tabla 6.

250Hz	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
Cz	.0073±0.0025	.0127±0.0150	Cz	.0073±0.0025	.0127±0.0150
C3	.0065±0.0017	.0071±0.0024	C4	.0083±0.0023	.0126±0.0080
T3	.0044±0.0013	.0054±0.0022	T4	.0074±0.0018	.0162±0.0047

500Hz	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
Cz	.0071±0.0026	.0062±0.0019	Cz	.0071±0.0026	.0062±0.0019
C3	.0057±0.0019	.0046±0.0015	C4	.0040±0.0021	.0054±0.0016
T3	.0031±0.0010	.0031±0.0013	T4	.0032±0.0011	.0032±0.0076

1000Hz	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
Cz	.0065±0.0027	.0052±0.0018	Cz	.0065±0.0027	.0052±0.0018
C3	.0050±0.0010	.0040±0.0062	C4	.0046±0.0016	.0042±0.0057
T3	.0032±0.0011	.0032±0.0011	T4	.0029±0.0011	.0027±0.0086

2000Hz	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
Cz	.0060±0.0067	.0038±0.0018	Cz	.0060±0.0067	.0038±0.0018
C3	.0048±0.0011	.0041±0.0013	C4	.0046±0.0012	.0036±0.0011
T3	.0028±0.0013	.0024±0.0077	T4	.0037±0.0019	.0033±0.0053

4000Hz	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
Cz	.0039±0.0014	.0038±0.0041	Cz	.0039±0.0014	.0038±0.0041
C3	.0036±0.0079	.0034±0.0032	C4	.0030±0.0065	.0036±0.0070
T3	.0024±0.0010	.0027±0.0084	T4	.0027±0.0081	.0027±0.0096

Tabla 6. Área bajo la curva del PEALL como una medida de incremento de la amplitud de la respuesta debido a un incremento del nivel de la intensidad y frecuencia de excitación.

Para toda frecuencia de excitación la amplitud de la respuesta es mayor en la posición del electrodo Cz, disminuyendo hacia los electrodos temporales T₃ y T₄, ver tabla 6.

A fin de ilustrar mejor cómo la amplitud de la respuesta disminuye conforme el sitio de registro se desplaza del vertex hacia los temporales se incluye la tabla 7, donde

se muestran los promedios globales de amplitud leídos para cada una de las frecuencias de excitación.

	60dB _{HL}	70dB _{HL}		60dB _{HL}	70dB _{HL}
C _z	.0062±0.0014	.0063±0.0037	C _z	.0062±0.0014	.0063±0.0037
C ₃	.0051±0.0011	.0046±0.0014	C ₄	.0049±0.0020	.0059±0.0038
T ₃	.0032±0.0074	.0034±0.0012	T ₄	.0040±0.0019	.0056±0.0059

Tabla 7. Media y desviación del área bajo la curva de cada uno de los electrodos de la tabla 6 en función de la intensidad. Observe como el área bajo la curva disminuye conforme se va del vertex(Cz) hacia la zona temporal(T3)

En la figura 20 se muestra gráficamente la disminución del área bajo la curva de la respuesta en función de la posición del electrodo de registro. En la abscisa se denota la posición del electrodo y sobre el eje vertical la magnitud del área bajo la curva en unidades arbitrarias.

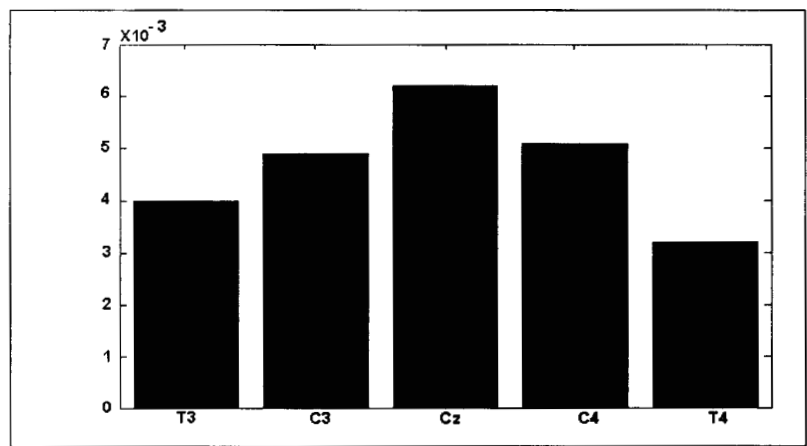


Figura 20. Variación de la amplitud de la respuesta en función de la posición del electrodo. La amplitud es mayor en la posición del electrodo Cz y va disminuyendo hacia los electrodos temporales T₃ y T₄.

La figura 21 ilustra gráficamente la tabla 6, en donde se muestra la disminución de la amplitud en función de la posición del electrodo, así mismo es de notarse una

mayor amplitud de la respuesta cuando se registra en el lado contralateral a la estimulación.

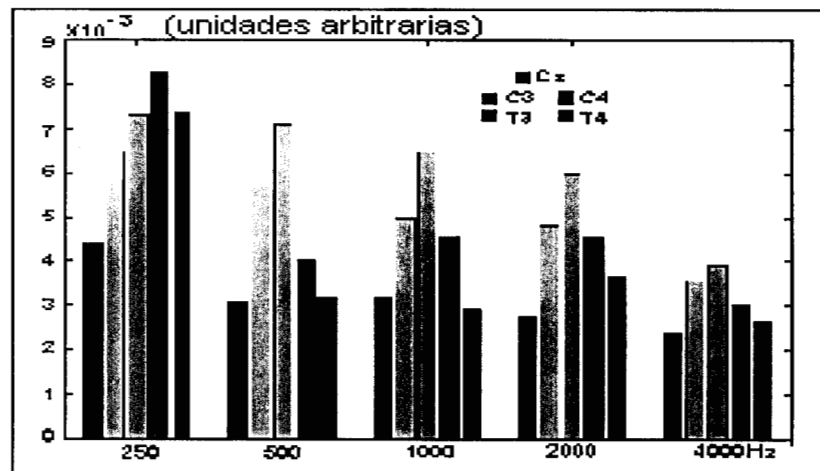


Figura 21. Ilustración gráfica de la tabla 6. Se muestra la amplitud de la respuesta para los cinco electrodos en función de la frecuencia de excitación, y la posición para una intensidad de 60dB_{HL}. Note la disminución de la amplitud al aumentar la frecuencia de excitación.

4.1.2 ANALISIS EN LA FRECUENCIA

Para realizar el análisis en frecuencia de las señales adquiridas se recurrió a dos algoritmos distintos para determinar la presencia de los diferentes componentes espectrales: la transformada rápida de Fourier (FFT) y el estimador espectral paramétrico autoregresivo (AR) de Burg.

La búsqueda de componentes espectrales en la respuesta se realizó contrastando el espectro obtenido del registro en estado basal con los obtenidos para cada una de las excitaciones del experimento, en un ancho de banda de 300 Hz. Se buscó la presencia de picos de energía no vistos en el estado basal que cambiasen de amplitud de acuerdo a la intensidad de la excitación acústica.

Lo anterior se logró implementando una ventana de visualización mediante un filtro pasabanda con un ancho de banda de 40 Hz, que se deslizó sobre el espectro de

la respuesta en el intervalo de 0 a 300 Hz, logrando ubicar una zona de interés en el intervalo de frecuencia de 130Hz a 210Hz.

En todos los sujetos estudiados se determinó la presencia de una componente de 200 Hz en la respuesta, cuando la frecuencia de la excitación era de 250 Hz, ver figura 22.

4.1.2.1 Análisis en la frecuencia: Método de Burg

Elegido por la facilidad de visualización y las ventajas inherentes de un proceso autorregresivo (AR) como alta resolución y fidelidad, mostró un desempeño superior en el cálculo de los componentes espectrales presentes en la respuesta. Los resultados obtenidos se muestran por intensidad, frecuencia y electrodo de registro.

a) Método de Burg :Intensidad. En la frecuencia de excitación de 250Hz se observa en la respuesta un componente de 200Hz; componente que aumenta de energía a medida que aumenta la intensidad de la excitación. En la gráfica de la figura 21 el trazo color negro corresponde al estado basal sin excitación y los trazos azul y rojo corresponden a una excitación de 250 Hz a 60 y 70 dB_{HL}, respectivamente. Las unidades de amplitud en el eje vertical son arbitrarias.

El incremento de energía de la componente de 200 Hz observada en la respuesta cuando la intensidad de la excitación cambia de 60 a 70dB HL es de un 50%, tomando como 100% el valor obtenido a 70 dB_{HL}. Es de reiterarse que este pico de energía en 200 Hz solamente aparece cuando existe una excitación de 250 Hz.

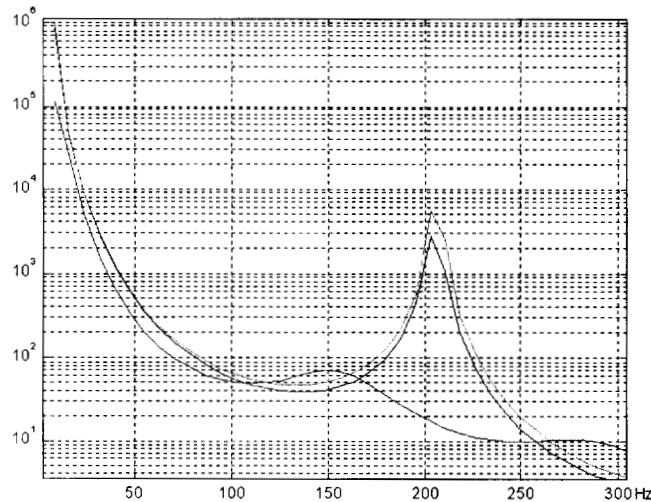


Figura 22. Componente espectral en 200 Hz presente en la respuesta a una excitación de 250Hz, en cada uno de los sujetos de la población mediante el método de Burg. La línea de color café corresponde al estado basal, la línea de color azul a la respuesta para una intensidad de 60dBHL y la línea roja a una intensidad de 70dBHL.

Se observó un comportamiento similar para las otras frecuencias de excitación aunque la frecuencia del pico de energía descendió conforme la frecuencia de la excitación aumentaba. En la tabla 8 se consignan las distintas componentes espectrales que aparecen en la respuesta leída en el electrodo C_z , conforme la frecuencia de la excitación cambia.

	60dB HL	70dB HL
250Hz	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz
Amplitud	5960± 4.5e3	10680± 1.2e4
500Hz	145 ± 17.32 Hz	162.5 ± 26.29 Hz
Amplitud	5810± 9.5e3	7555 ± 1.4e4
1000Hz	148 ± 14.83 Hz	152 ± 13.03 Hz
Amplitud	390 ± 435.2	560 ± 819.8
2000Hz	152 ± 10.95 Hz	147.5 ± 20.61 Hz
Amplitud	108 ± 68	245 ± 287.6
4000Hz	132 ± 19.23 Hz	148 ± 17.9 Hz
Amplitud	142 ± 42.6	4825 ± 8.7e3

Tabla 8. Tendencia del componente espectral presente en la respuesta de C_z , sobre la población de sujetos, para las frecuencias e intensidades de excitación a través de su media y desviación estándar

En la tabla 8 se consigna un incremento de amplitud directamente proporcional con la intensidad de la excitación, comportamiento similar al encontrado en el análisis en el tiempo.

El porcentaje de variación de amplitud de los picos de energía reportados en la tabla 8 se consigna en la tabla 9 como función de la intensidad de la excitación.

C_z	Componente Espectral	Variación de la amplitud de 60 a 70dB _{HL}
250Hz	200 ± 0Hz	45%
500Hz	153.7 ± 12.3Hz	24%
1000Hz	150 ± 2.8Hz	30%
2000Hz	149.7 ± 3.18Hz	55%
4000Hz	140 ± 11.3Hz	97%

Tabla 9. Componentes espectrales promedios en la respuesta de C_z para diferentes frecuencias.

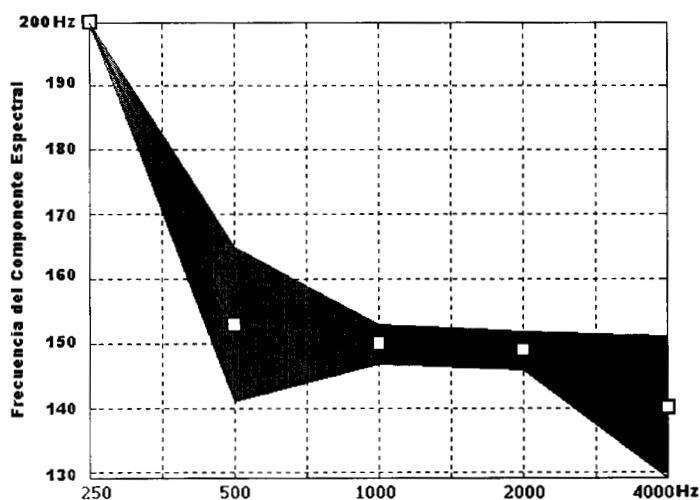


Figura 23. Tendencia de los componentes espectrales en función de la frecuencia de excitación, el componente espectral es menor a mayor frecuencia de excitación.

La figura 23 muestra gráficamente los componentes espectrales presentes en la respuesta en función de la frecuencia de excitación de la tabla 9, en donde se obtuvo una disminución en la frecuencia del componente a medida que aumenta la frecuencia de excitación.

b) FRECUENCIA DEL ESTIMULO. De acuerdo con la tabla 9 se encontró que el componente espectral de la respuesta se está moviendo hacia bajas frecuencias a medida que aumenta la frecuencia de excitación, es decir, para una frecuencia de excitación de 250Hz su componente espectral es de 200Hz y para una excitación de 4000Hz su componente esta en 140Hz; significando un corrimiento de 60Hz hacia bajas frecuencias.

Esta componente espectral de la respuesta sufre ligeras variaciones de amplitud y frecuencia dependiendo del sujeto. En la tabla 8 se consignan los valores representativos de la población estudiada.

c) ELECTRODOS. La respuesta de los diferentes electrodos sigue aproximadamente el mismo componente en frecuencia presente en el electrodo Cz, como se ve en la tabla 10. Para la elaboración de esta tabla se obtuvieron los datos de los sujetos sobre cada uno de los electrodos, para cada una de las frecuencias e intensidades.

El comportamiento descrito en los apartados a y b se observa en cada uno de los electrodos considerados. En la tabla 10 se consignan los valores de frecuencia y amplitud de la componente espectral identificada como asociada a la excitación. Los valores reportados representan los valores medios obtenidos en la población estudiada. Es de notarse que se identifica aproximadamente la misma componente espectral del lado ipsi y contralateral, obteniéndose una mayor amplitud del lado contralateral, por consecuencia la amplitud del componente espectral de la respuesta, sigue siendo mayor en el lado contralateral que en ipsilateral.

250Hz	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
Cz	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz	Cz	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz
Amp	5960 ± 4.5e3	10680 ± 1.2e4	Amp	5960 ± 4.5e3	10680 ± 1.2e4
C3	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz	C4	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz
Amp	8600 ± 6.8e3	32000 ± 4.3e4	Amp	8270 ± 1e4	446e3 ± 3.5e5
T3	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz	T4	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz
Amp	8270 ± 1e4	13410 ± 2e4	Amp	202 ± 1.8e5	408e3 ± 3.9e5

500Hz	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
Cz	145 ± 17.3Hz	162.5 ± 27Hz	Cz	145 ± 17.3Hz	162.5 ± 27Hz
Amp	5.8e3±9.5e3	7555 ± 1.4e4	Amp	5.8e3±9.5e3	7555 ± 1.4e4
C3	146 ± 15.1Hz	156.8± 14.4Hz	C4	150 ± 18.2Hz	162.4± 13.3Hz
Amp	4568 ± 8.6e3	6078 ± 1.3e4	Amp	515 ± 662.7	1550 ± 3.0e3
T3	148.4± 14Hz	158.4 ± 17Hz	T4	152 ± 20.4Hz	162.5 ± 15Hz
Amp	3064 ± 6.6e3	170 ± 138.5	Amp	310 ± 405.2	1275 ± 1.8e3

1000	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
Cz	148 ± 14.8Hz	152 ± 13.03Hz	Cz	148 ± 14.8Hz	152 ± 13.03Hz
Amp	390 ± 435.25	560 ± 819.87	Amp	390 ± 435.25	560 ± 819.87
C3	146 ± 15.1Hz	154.4± 15.7Hz	C4	150 ± 16.3Hz	153 ± 12.04Hz
Amp	345 ± 415.6	920 ± 794.9	Amp	367.5 ± 285.5	3290 ± 6.5e3
T3	147 ± 17.1Hz	155 ± 16.5Hz	T4	148 ± 14.8Hz	149 ± 7.4Hz
Amp	197.6 ± 290	288 ± 297.5	Amp	406 ± 340.8	380 ± 258.8

2000	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
Cz	152 ± 10.9Hz	147.5± 20.6Hz	Cz	152 ± 10.9Hz	147.5± 20.6Hz
Amp	108 ± 68	295 ± 287.6	Amp	108 ± 68	295 ± 287.6
C3	154.4 ± 16Hz	153 ± 15.7Hz	C4	151 ± 8.9Hz	165.5 ± 6.4Hz
Amp	688 ± 1.29e3	25300 ± 4.9e4	Amp	250 ± 158.11	6570 ± 1.2e4
T3	150 ± 10Hz	157.5± 12.5Hz	T4	152 ± 10.9Hz	158 ± 15.5Hz
Amp	118 ± 80.12	215 ± 323.5	Amp	460 ± 357.77	1000 ± 2.2e3

4000	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
Cz	132 ± 19.2Hz	148 ± 17.9Hz	Cz	132 ± 19.2Hz	148 ± 17.9Hz
Amp	142 ± 42.66	4825 ± 8.7e3	Amp	142 ± 42.66	4825 ± 8.7e3
C3	138 ± 29.4Hz	152.8± 18.8Hz	C4	158 ± 10.4Hz	150 ± 14.1Hz
Amp	7665 ± 1.4e4	4406 ± 7.69e3	Amp	550 ± 660.8	1130 ± 1.3e3
T3	150 ± 12.2Hz	144 ± 15.16Hz	T4	153.7± 9.4Hz	153 ± 17.7Hz
Amp	165 ± 200.3	374 ± 415.6	Amp	275 ± 221.7	1250 ± 1.8e3

Tabla 10. Tendencia del componente espectral y su amplitud presente en las respuestas obtenidas de los electrodos, sobre la población de sujetos para las frecuencias e intensidades de excitación, a través de su media y desviación estándar. Note que el componente espectral es aproximadamente el mismo en función de la posición de los electrodos.

4.2 REFERENCIA CEFALICA

Se consideraron diecinueve sujetos entre hombres y mujeres normoyentes con edades de 19 a 37 años y umbrales de audición a tonos puros inferiores a 25 dB_{HL}.

En dos sujetos se extendió el rango de intensidades considerando de 40 a 80 dB_{HL}, practicándose un primer registro con estimulación por oído derecho y un segundo simulando una pérdida conductiva promedio de 60 dB. El primer registro se hizo de forma normal sobre el oído derecho y el segundo se usó un tapón de acrílico en este oído, para proporcionarle una pérdida simulada en su umbral de audición de 60dB_{HL}.

4.2.1 ANALISIS EN EL TIEMPO

Se consideraron 100 épocas para cada tono de prueba, practicando un análisis similar al descrito en la sección de referencia no cefálica. La figura 24 muestra una morfología distinta a la descrita en el apartado de referencia no cefálica. Existe una mayor variabilidad de la respuesta entre sujetos no existiendo coincidencia en las latencias de picos y valles.

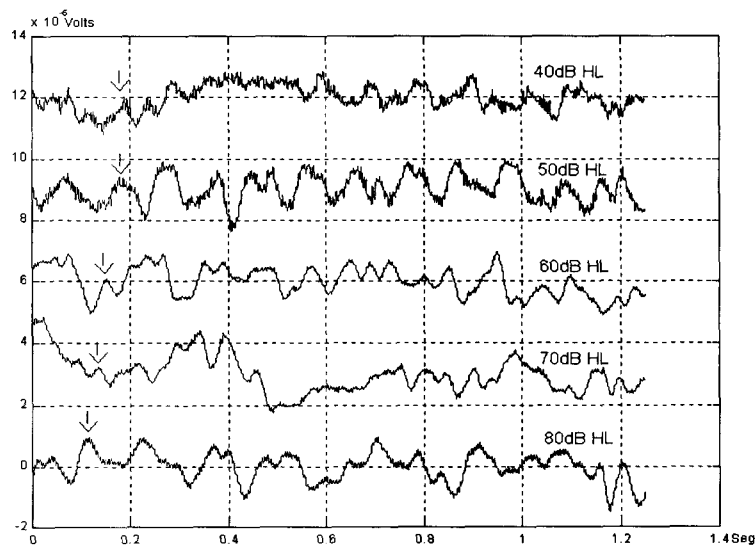


Figura 24. PEALL correspondiente a una frecuencia de excitación de 500 Hz obtenidas en el electrodo C_z en el sujeto NF.

a) Análisis en el tiempo: Intensidad. La amplitud de la respuesta es directamente proporcional a la intensidad del estímulo. Conforme la intensidad el estímulo aumenta se perfila mejor la morfología de la respuesta, siendo posible la

identificación de picos y valles, también se observa un corrimiento de la latencia en el pico señalado con una flecha en la figura 24, a medida que la intensidad del estímulo aumenta.

En la figura 25 se muestran las respuestas obtenidas para el sujeto NF cuando se simuló una hipoacusia promedio de 60 dB. De la comparación con los registros de la figura 24, no se observa réplica de las respuestas. Para intensidades de 70 y 80 dB_{HL} se identifican en la respuesta los mismos picos de actividad.

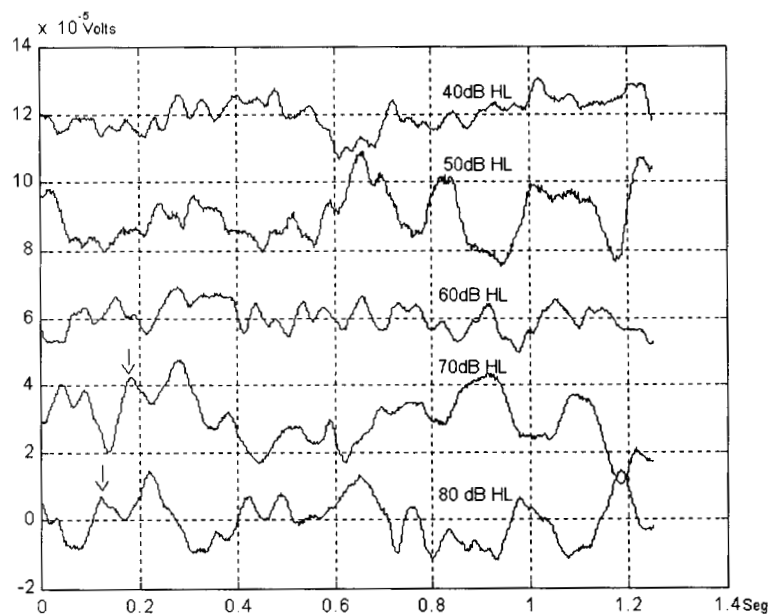


Figura 25. PEALL correspondiente a una frecuencia de excitación de 500 Hz obtenidas en el electrodo C_z en el sujeto NF simulando una sordera conductiva de 60 dB promedio.

Los anteriores resultados muestran que ocurre una buena respuesta para las intensidades de 60, 70 y 80 dB_{HL}. Optando en lo sucesivo por realizar los experimentos a 60 y 70 dB_{HL} a fin de no extender demasiado la duración de la prueba. En la figura 26 se muestran las respuestas obtenidas en C_z para un sujeto normoyente con una excitación de 60 y 70 dB_{HL}, donde no es posible hacer un trazado de picos y valles

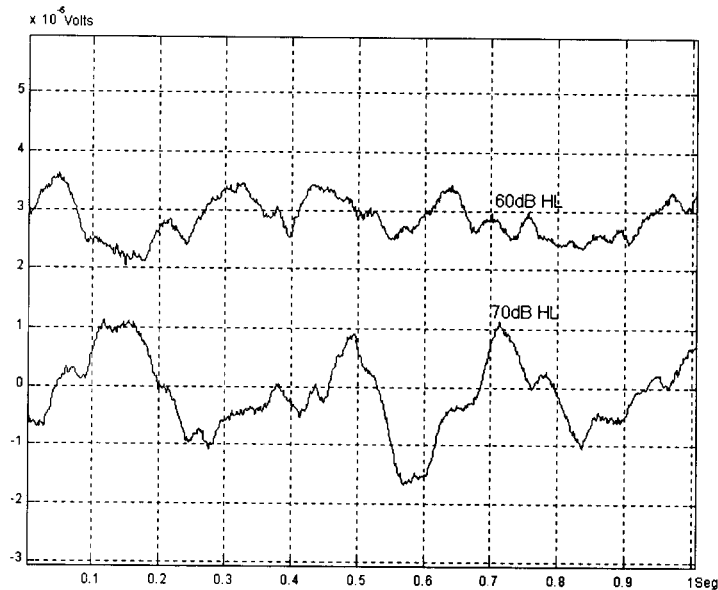


Figura 26. PEALL de un sujeto normal registrado en Cz para una excitación de 500Hz a dos intensidades distintas. En un análisis similar al caso de referencia no cefálica se comprobó que la amplitud de la respuesta es directamente proporcional a la intensidad de excitación e inversamente proporcional a la frecuencia, ver tabla 10 y tabla 11.

Intensidad / Frecuencia	Area (valores x10e-02)		Amplitud (μ V)	
	60dB HL	70dB HL	60dB HL	70dB HL
250Hz	1.14 \pm 0.52	1.43 \pm 3.9	24.5 \pm 5.5	28.5 \pm 5.7
500Hz	1.21 \pm 0.37	1.56 \pm 0.66	22.45 \pm 6	24.18 \pm 6.6
1000Hz	1.16 \pm 0.31	1.29 \pm 0.39	22.54 \pm 6.17	24.45 \pm 6.54
2000Hz	1.00 \pm 0.02	1.28 \pm 0.30	22.09 \pm 2.6	24.36 \pm 3.98
4000Hz	1.09 \pm 0.51	1.25 \pm 0.34	20.09 \pm 4	22.63 \pm 4.4

Tabla 10. Area bajo la curva y amplitud media de la respuesta en los diecinueve sujetos estudiados. Se observa como la amplitud y área bajo la curva aumentan directamente proporcional con la intensidad del estímulo y disminuyen conforme la frecuencia de la excitación se incrementa.

	60dB HL	70dB HL
Amplitud (μV)	22.33 ± 1.56	24.8 ± 2.18
Area x $10\text{e-}2$	$1.12 \pm .07$	1.36 ± 0.13

Tabla 11. Variación global de la amplitud y área bajo la curva del PEALL como función de la intensidad del estímulo.

b) Análisis en el tiempo: Frecuencia del estímulo. En la figura 27 se muestra como la amplitud de la respuesta disminuye inversamente conforme la frecuencia de excitación aumenta. A mayor frecuencia de excitación menor será la amplitud de la respuesta. En esta figura se muestran las respuestas obtenidas sobre el electrodo C_z para las frecuencias de excitación usadas (250 a 4000Hz) a una misma intensidad (60dB_{HL}), donde se ve una disminución en la amplitud de la respuesta en función de la frecuencia de excitación.

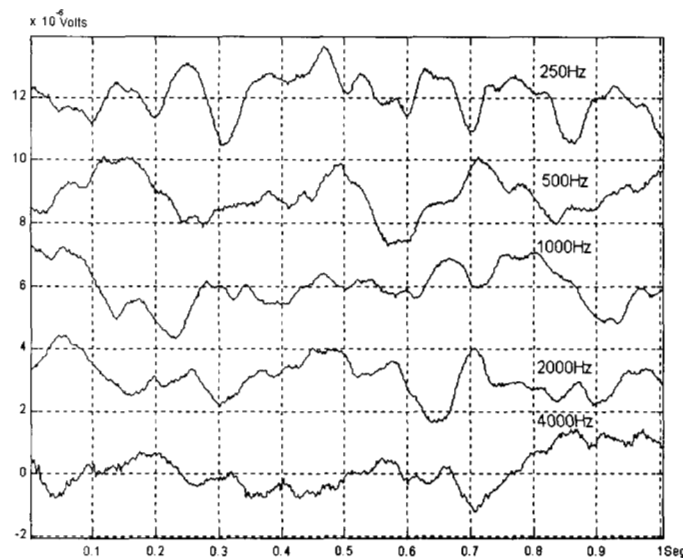


Figura 27. PEALL para un normoyente registrado en la posición C_z para diferentes frecuencias de excitación y una misma intensidad de 60 dB_{HL} . Se observa como la amplitud de la respuesta decrece conforme la frecuencia del estímulo aumenta.

Existe una gran variabilidad morfológica de la respuesta entre sujetos, sin embargo se observa un decrecimiento de la amplitud de la respuesta conforme la frecuencia de la excitación se incrementa, ver tabla 10. Esto se ilustra en la figura

28 donde las barras de color azul representan la amplitud de la respuesta a una intensidad de 60dB HL y las de color rojo a 70dB HL.

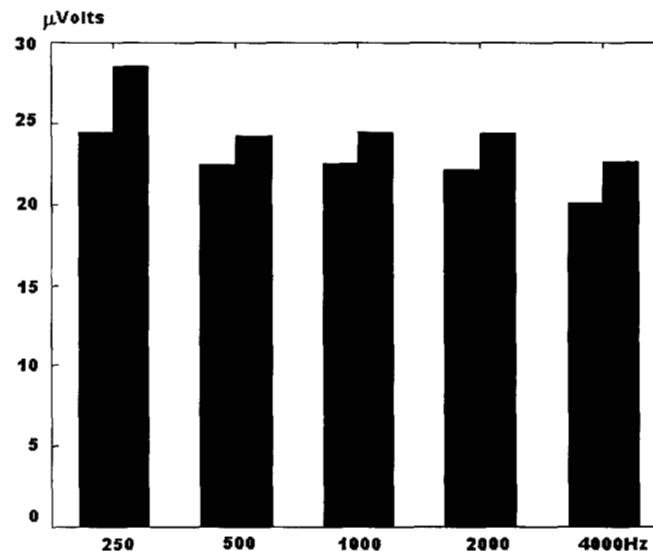


Figura 28. Disminución de la amplitud de la respuesta en función de la frecuencia de excitación, las barras de color azul representan la respuesta a una intensidad de 60dB_{HL} y las rojas a 70dB_{HL}.

En la tabla 10 se muestra como disminuye la amplitud de la respuesta conforme la frecuencia de excitación aumenta. La amplitud de la respuesta experimenta un cambio de 4.41μV y 5.87 μV cuando la frecuencia de excitación cambia de 250 a 4000 Hz para excitaciones de 60 y 70 dB_{HL}.

c) ELECTRODOS: En la figura 29 se observa que la morfología de la respuesta es aproximadamente la misma en todos los electrodos. El cambio de amplitud de la respuesta como función de la posición del electrodo de registro se muestra en la tabla 12.

OÍDO CONTRALATERAL

OÍDO IPSILATERAL

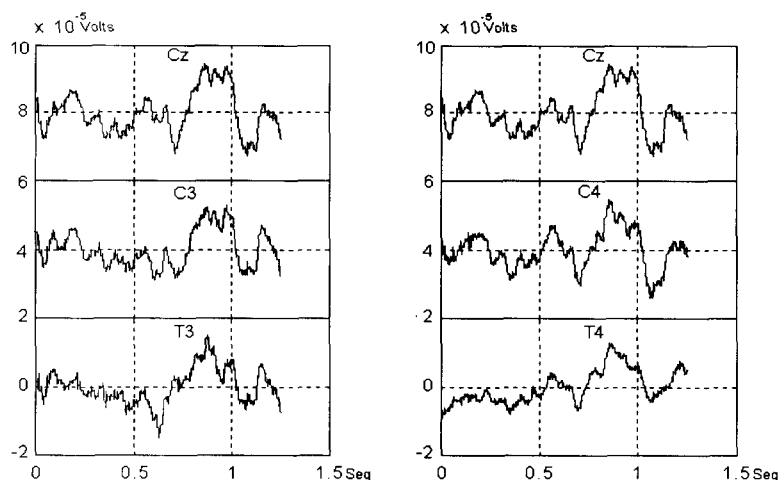


Figura 29. Simetría interhemisférica del PEALL en un sujeto normoyente. Excitación de 4000Hz @ 70dB HL.

250 Hz	60dB HL	70dB HL	60dB HL	70dB HL	
Cz	0.0114±0.005	0.0143±0.039	Cz	0.0114±0.005	0.0143±0.039
C3	.0107±0.0030	.0140±0.0035	C4	.0101±0.0038	.0105±0.0025
T3	.0065±0.0018	.0095±0.0021	T4	.0072±0.0019	.0112±0.0045

500 Hz	60dB HL	70dB HL	60dB HL	70dB HL	
Cz	0.0121±0.003	0.0156±0.006	Cz	0.0121±0.003	0.0156±0.006
C3	.0104±0.0027	.0129±0.0046	C4	.0083±0.0023	.0107±0.0018
T3	.0081±0.0018	.0116±0.0040	T4	.0063±0.0018	.0077±0.0020

1000 Hz	60dB HL	70dB HL	60dB HL	70dB HL	
Cz	0.0116±0.003	0.0129±0.003	Cz	0.0116±0.003	0.0129±0.003
C3	.0105±0.0027	.0115±0.0034	C4	.0088±0.0029	.0095±0.0040
T3	.0069±0.0020	.0128±0.0050	T4	.0061±0.0030	.0062±0.0012

2000 Hz	60dB HL	70dB HL	60dB HL	70dB HL	
Cz	0.0100±0.000	0.0128±0.003	Cz	0.0100±0.000	0.0128±0.003
C3	.0106±0.0031	.0129±0.0024	C4	.0094±0.0018	.0116±0.0014
T3	.0084±0.0010	.0093±0.0014	T4	.0066±0.0009	.0070±0.0008

4000 Hz	60dB HL	70dB HL	60dB HL	70dB HL	
Cz	0.0109±0.005	0.0125±0.003	Cz	0.0109±0.005	0.0125±0.003
C3	.0095±0.0040	.0099±0.0036	C4	.0084±0.0016	.0119±0.0048
T3	.0091±0.0026	.0122±0.0036	T4	.0071±0.0056	.0069±0.0020

Tabla 12. Se ilustra el cambio de amplitud de la respuesta como función de la posición del electrodo de registro e intensidad de la señal de excitación para cada una de las frecuencias consideradas en el estudio.

En la tabla 13 se muestra la variación de la amplitud de la respuesta dependiendo de la posición del electrodo de registro.

	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
C _z	.0112±0.0007	.0136±0.0013	C _z	.0112±0.0007	.0136±0.0013
C ₃	.0103±0.0004	.0122±0.0016	C ₄	.0090±0.0007	.0108±0.0009
T ₃	.0078±0.0011	.0111±0.0016	T ₄	.0067±0.0004	.0078±0.0020

Tabla 13. Cambio de amplitud de la respuesta como función de la posición de los electodos como e intensidad del estímulo.

En la figura 30 se muestra gráficamente lo expuesto en la tabla 13. Se observa como la amplitud de la respuesta disminuye de la zona del vertex, hacia la zona temporal (T3)

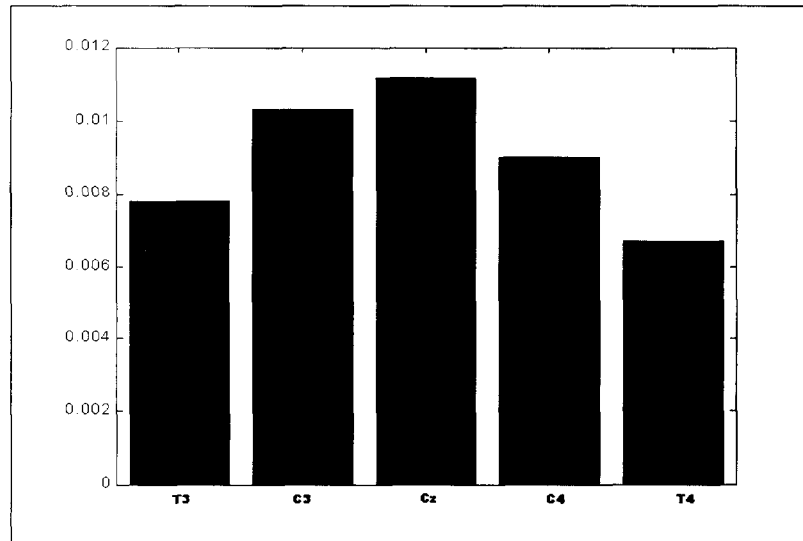


Figura 30. Variación de la amplitud en función de la posición del electrodo de registro. La amplitud decrece del vertex hacia los electodos temporales.

La figura 31 ilustra gráficamente la tabla 12, en donde se observa la disminución de la amplitud de la respuesta en función de la posición del electrodo de registro.

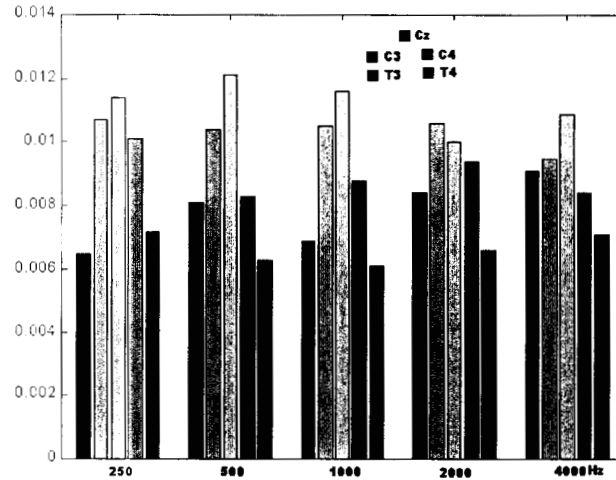


Figura 31. Representación gráfica de la tabla 12. Disminución de la amplitud de la respuesta en función de la posición del electrodo de registro y de la frecuencia de excitación.

4.2.2 ANALISIS EN LA FRECUENCIA

En la búsqueda de componentes espectrales presentes en la respuesta se procedió de igual manera que lo realizado en el análisis en frecuencia sobre las respuestas de referencia no cefálica.

4.2.2.1 METODO DE BURG

a) INTENSIDAD. En la frecuencia de excitación de 250Hz se encuentra en la respuesta un componente de 200Hz en la población de sujetos estudiada, el cuál va mejorando su definición a medida que aumenta la intensidad; como se puede observar en la figura 32.

En la figura 32 se muestra como al variar la intensidad de la excitación de 250 Hz, el pico de energía de 200 Hz observado en el espectro del PEALL también cambia de amplitud. Este cambio guarda una relación directa con la intensidad de la excitación.

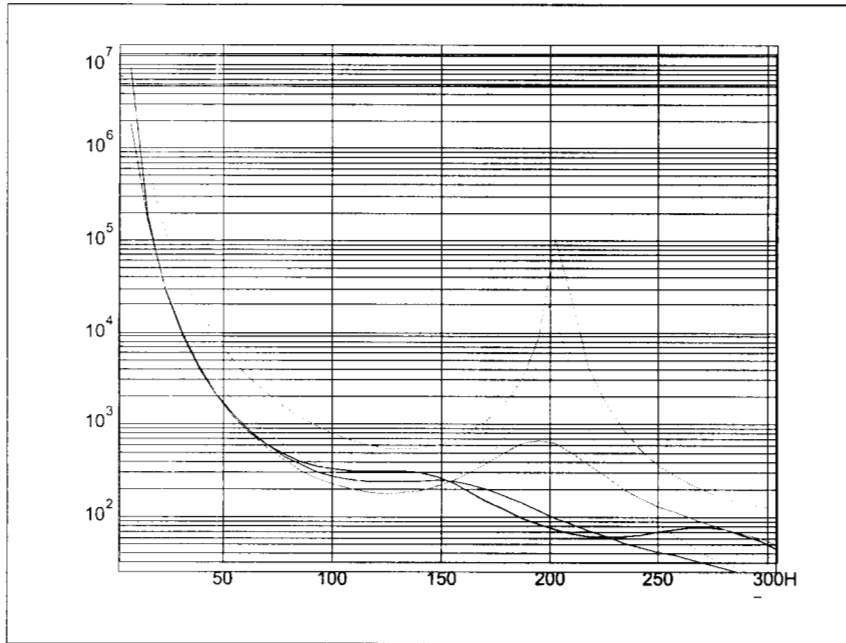


Figura 32. Componente de 200 Hz en el PEALL correspondiente a una excitación de 250 Hz para intensidades: 40 dB_{HL}, negro; azul, 50 dB_{HL}; rojo, 60dB_{HL}; verde, 70 dB_{HL} y cian, 80 dB_{HL}.

En la tabla 14 se muestran las componentes espectrales encontradas en el PEALL, para la población bajo estudio, al variar la frecuencia de la señal de excitación.

	60dB HL	70dB HL
250Hz	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz
Amplitud	5.7e3± 3.9e3	10.05e3± 7.69e3
500Hz	156.2 ± 9.9 Hz	160.6 ± 13.82 Hz
Amplitud	3735± 5.9e3	6e3 ± 1.28e4
1000Hz	156.3 ± 10 Hz	151.5 ± 12.9 Hz
Amplitud	3.38e3± 4.16e3	8450 ± 9.8e3
2000Hz	155.1± 15.8 Hz	156.7 ± 15.5 Hz
Amplitud	5.7e3 ± 7.1e3	7.96e3 ± 8.4e3
4000Hz	158.7 ± 11.7 Hz	157.6 ± 11.5 Hz
Amplitud	5.47e3± 7.28e3	5.11 ± 6.41e3

Tabla 14. Componentes espectrales identificadas como respuesta en el PEALL como función de la frecuencia de la señal de excitación.

De esta tabla se obtiene que la amplitud crece dependiendo directamente de la intensidad de excitación, como los resultados encontrados en el análisis en el tiempo. En el componente espectral se ve una variación de acuerdo a la intensidad, para lo cual se siguió el mismo análisis estadístico de esta variación y su resultado puede observarse en la tabla 15.

En la tabla 14 se observa como la amplitud de la respuesta crece con la intensidad de excitación, resultado que concuerda con lo hallado en el apartado de análisis en el tiempo. A fin de enfatizar las distintas componentes de frecuencia asociadas a cada frecuencia de excitación se presenta en la tabla 15 el componente espectral promedio obtenido para cada frecuencia de excitación.

Cz	Componente Espectral
250Hz	200 ± 0Hz
500Hz	158.4 ± 3.11Hz
1000Hz	153.9 ± 3.39Hz
2000Hz	155.9 ± 1.13Hz
4000Hz	158.15 ± 0.77Hz

Tabla 15. Componentes espectrales promedio presentes en el PEALL como función de la frecuencia de la señal de excitación.

La figura 33 muestra gráficamente los componentes espectrales presentes en la respuesta en función de la frecuencia de excitación de la tabla 15.

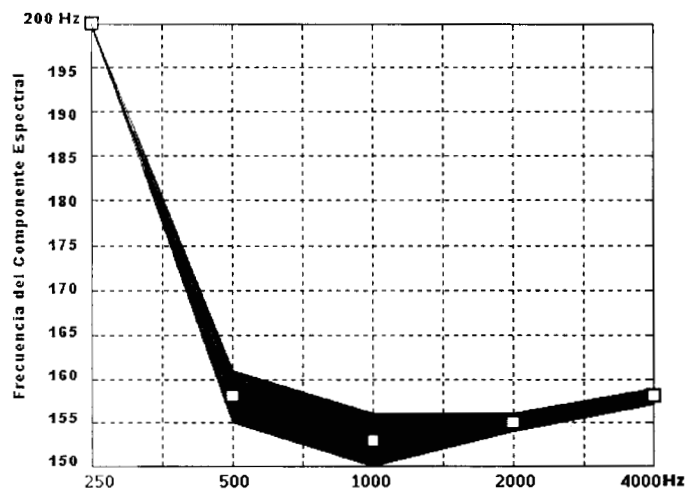


Figura 33. Tendencia de los componentes espectrales en función de la frecuencia de excitación. La frecuencia de la componente espectral identificada en la respuesta disminuye conforme la frecuencia de la señal de excitación aumenta.

b) FRECUENCIA DEL ESTIMULO. Atendiendo a la tabla 14 se observa como la componente espectral de la respuesta se desplaza hacia bajas frecuencias a medida que se incrementa la frecuencia de excitación. Para las frecuencias consideradas en esta investigación para las frecuencias de excitación de 250 y 4000 Hz corresponden componentes espectrales respuesta de 200 y 158.15 Hz.

En la tabla 15 se observan los valores promedio obtenidos en la población considerada en este estudio.

c) **ELECTRODOS.** Lo consignado en los apartados a) y b) se cumple para todos y cada uno de los electrodos considerados, ver tabla 16.

Oído contralateral			Oído ipsilateral		
	60dB HL	70dB HL		60dB HL	70dB HL
250					
Cz	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz	Cz	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz
Amp	5700 ± 3.9e3	10050 ± 7.6e4	Amp	5700 ± 3.9e3	10050 ± 7.6e4
C3	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz	C4	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz
Amp	5000 ± 2100	9000 ± 1000	Amp	3000 ± 1.5e3	7e3 ± 4e3
T3	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz	T4	200 ± 0Hz	200 ± 0Hz
Amp	22000 ± 3590	52000 ± 4000	Amp	13e3 ± 5.7e3	10e3 ± 0
500					
Cz	156 ± 9.9Hz	160.6 ± 13.8Hz	Cz	156 ± 9.9Hz	160.6 ± 13.8Hz
Amp	3735 ± 5.9e3	6000 ± 1.2e3	Amp	3735 ± 5.9e3	6000 ± 1.2e3
C3	158 ± 9Hz	163 ± 12Hz	C4	156 ± 7Hz	160 ± 10Hz
Amp	3000 ± 1400	3250 ± 1000	Amp	4000 ± 1000	13300 ± 2.8e3
T3	158 ± 16Hz	163 ± 10Hz	T4	145 ± 18Hz	150 ± 18Hz
Amp	25000 ± 5e3	8600 ± 2300	Amp	7000 ± 0	3000 ± 1e3
1000					
Cz	156 ± 10Hz	152 ± 12.09Hz	Cz	156 ± 10Hz	152 ± 12.09Hz
Amp	3380 ± 2160	8450 ± 5430	Amp	3380 ± 2160	8450 ± 5430
C3	152 ± 14Hz	153 ± 12Hz	C4	156 ± 10Hz	150 ± 12Hz
Amp	6750 ± 2500	7000 ± 2000	Amp	6000 ± 1.5e3	8500 ± 2e3
T3	150 ± 17Hz	164 ± 12Hz	T4	156 ± 14Hz	154 ± 16Hz
Amp	9500 ± 3e3	29000 ± 1000	Amp	4000 ± 1500	13e3 ± 2000
2000					
Cz	155 ± 15.8Hz	156 ± 15.5Hz	Cz	155 ± 15.8Hz	156 ± 15.5Hz
Amp	5700 ± 2100	7900 ± 3400	Amp	5700 ± 2100	7900 ± 3400
C3	154 ± 15Hz	157 ± 16Hz	C4	168 ± 6Hz	161 ± 12Hz
Amp	16000 ± 6000	14000 ± 5000	Amp	12300 ± 4e3	13300 ± 5.7e3
T3	171 ± 1Hz	171 ± 1Hz	T4	164 ± 12Hz	162 ± 10Hz
Amp	25000 ± 1e3	22000 ± 7e3	Amp	10e3 ± 4e3	2000 ± 1e3
4000					
Cz	158 ± 11.7Hz	157 ± 11.5Hz	Cz	158 ± 11.7Hz	157 ± 11.5Hz
Amp	5470 ± 1200	5100 ± 3100	Amp	5470 ± 1200	5100 ± 3100
C3	159 ± 12Hz	155 ± 13Hz	C4	159 ± 10Hz	152 ± 11Hz
Amp	8200 ± 2000	3000 ± 900	Amp	10000 ± 1200	5400 ± 1800
T3	169 ± 3Hz	165 ± 6Hz	T4	150 ± 14Hz	156 ± 14Hz
Amp	15000 ± 5e3	2000 ± 1000	Amp	5000 ± 2000	6000 ± 2e3

Tabla 16. Valores promedio de la amplitud y frecuencia de la componente espectral identificada como respuesta asociada a la presentación de un estímulo acústico de frecuencia específica, valores obtenidos para Cz.

4.3 Paciente hipoacúsico

Los resultados obtenidos para una frecuencia de excitación de 250 Hz se observan en la figura 34. En esta figura se observa una respuesta normal en el oído izquierdo y una respuesta disminuida en el oído derecho, donde el paciente padece de una pérdida auditiva severa.

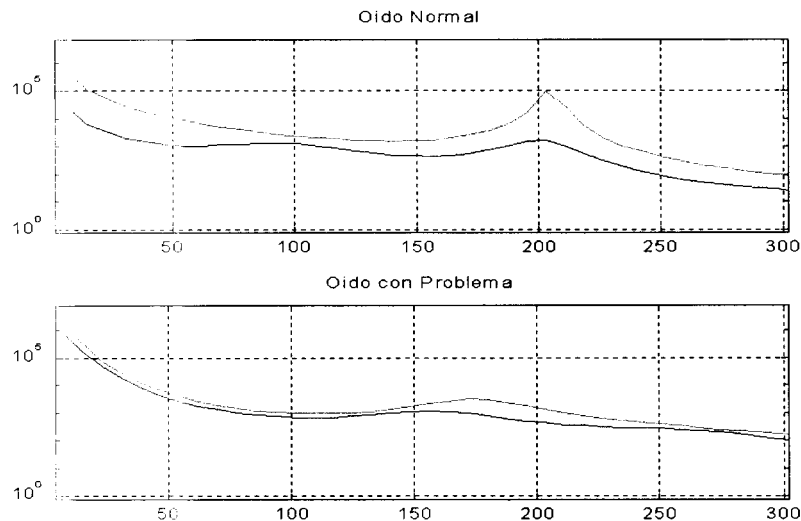


Figura 34. PEALL de un sujeto con hipoacusia severa en oído derecho, azul para 60 dB_{HL} y rojo para 70 dB_{HL}. En la parte superior de la figura se observa una respuesta normal correspondiente a una excitación de 250 Hz, oído izquierdo. En contraste en la parte inferior se observa una respuesta disminuida correspondiente al oído con sordera severa.

4.4 Validación del sistema de Registro.

Esta parte se refiere a la comprobación de los niveles de ruido en el sistema de registro. Situados en el interior de la cámara anecoica y utilizando un gorra Electro Cap colocado sobre un fantasma de unicel y con los audífonos colocados sobre este fantasma se procedió a la realización del experimento descrito en la sección de metodología, capturando la información correspondiente. La información capturada se observa en la figura 35, donde la amplitud pico es del orden de 10 μ Volts.

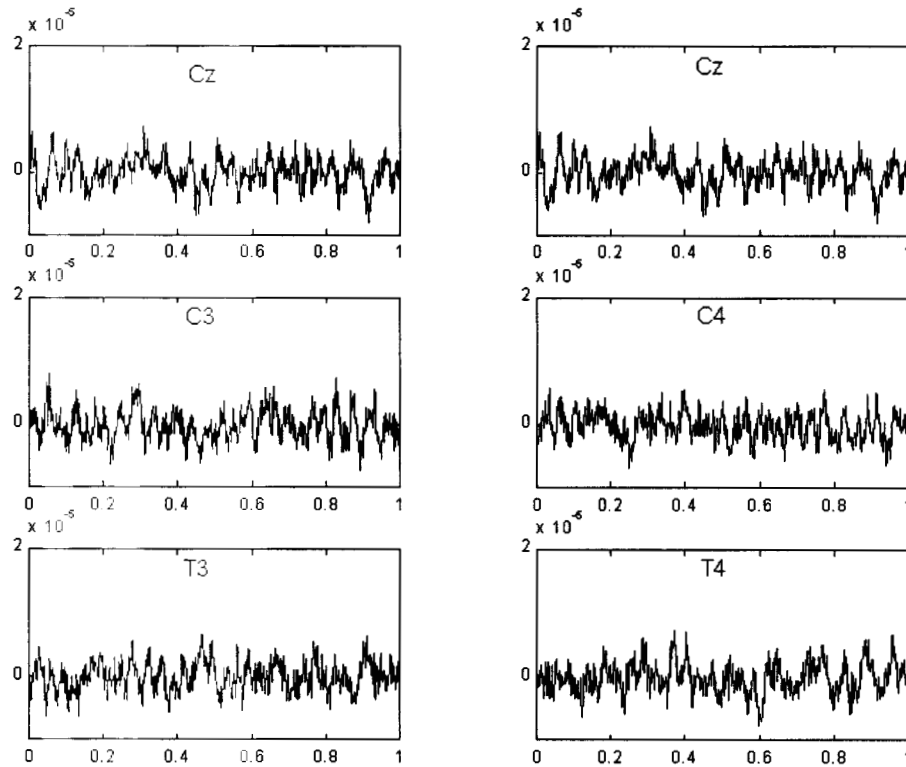


Figura 35. Actividad eléctrica obtenida al simular un proceso de registro teniendo como objeto de experimentación un fantasma de unicel.

El contenido espectral de la señal capturada se muestra en la figura 36, donde no se identifica pico alguno de actividad.

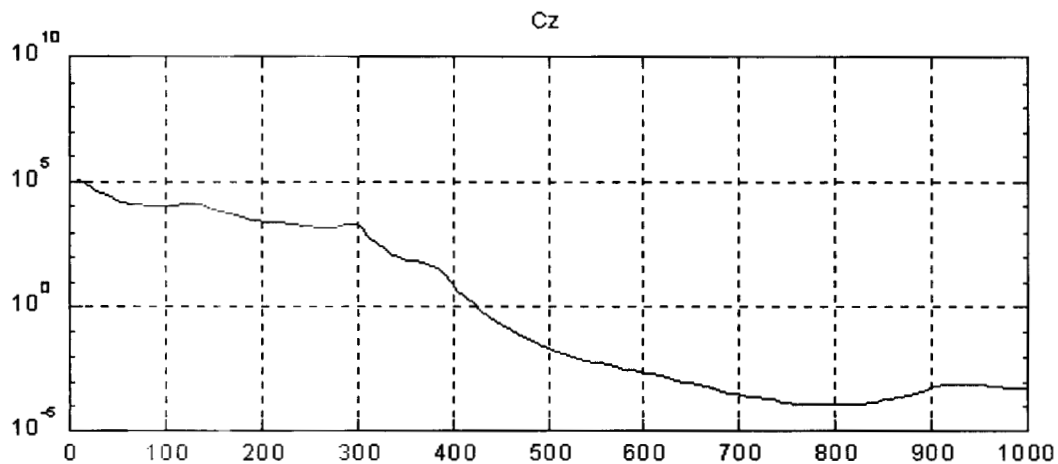


Figura 36. Espectro de frecuencia obtenido utilizando un fantasma de unicel y corriendo un simulacro de estudio.

En la figura 37 se compara la actividad basal de un sujeto y el registro obtenido en una simulación de experimento. Esto como una forma de asegurarnos que el cambio de amplitud del EEG no estaba asociado a algún tipo de artefacto introducido por el sistema de registro.

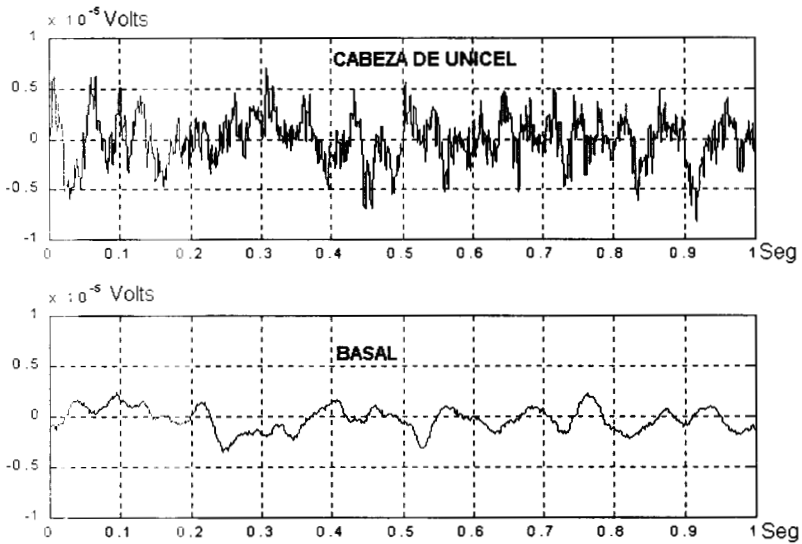


Figura 37. En la parte superior se observa la señal obtenida en C₂ al utilizar como “paciente” un fantasma de unicel. En la parte inferior se observa el registro basal de uno de los voluntarios.

5. DISCUSION

5.1 Morfología del PEALL.

En los registros con referencia no cefálica se obtienen PEALL bien definidos, figura 15, los cuales corresponden con los reportados por [Pic78] y [McP96]. En el tiempo se observan diferentes picos de actividad, positivo a los 60 mseg, negativo a los 100 mseg, positivo a los 160 mseg, y un componente negativo alrededor de 200 mseg, identificados estos tres últimos como los tres componentes principales del PEALL [McP93], ver tabla 1.

Para el registro de referencia cefálica no se encuentra una morfología reconocible entre sujetos por lo que no fue posible su caracterización en el dominio del tiempo, figuras 23, 24 y 25. Esto último podría explicarse considerando se sabe existe gran variabilidad del PEALL entre sujetos, siendo el PEALL un potencial con componentes endógenos, i.e. dependientes del significado que la información tenga para el individuo, además que durante la prueba no se requirió al sujeto prestar atención al tono que escuchaba; para una futura experimentación deberá tenerse un mayor cuidado en controlar esta variable.

5.2 Amplitud de los PEALL para distintas frecuencias de estimulación.

La variación de la amplitud del PEALL con respecto a la frecuencia de estimulación sigue el mismo comportamiento en los dos tipos de registros; donde la amplitud disminuye a medida que la frecuencia de excitación aumenta mientras se conserva constante la intensidad del estímulo, ver tablas 4 y 10. Las curvas de decaimiento de la amplitud de la respuesta se muestran en la figura 38, donde la diferencia de amplitud entre ambas curvas se debe al empleo de una referencia de tierra más distante en el caso de los registros no cefálicos. Para una excitación de intensidad constante la variación máxima de amplitud de la respuesta es de un 59% entre las frecuencias de 250 y 4000 Hz para los registros no cefálicos, tabla 4; para el caso de los registros cefálicos esta variación de amplitud es del 20%, tabla 10.

Esta conducta es concordante con la impresión subjetiva de la sonoridad del oído humano, el oído no posee una sensibilidad constante en todo el intervalo de frecuencias audibles [Mar94. Cap 2. pp 43]. Podría deberse a que el área de la membrana basilar que se deforma como consecuencia de una estimulación auditiva disminuye conforme la frecuencia de ésta aumenta, sección 2.2.1. y figura 5. Esto significa que la población de fibras auditivas que se excitan como respuesta a un estímulo auditivo disminuye conforme aumenta la frecuencia; aumentando la selectividad de la respuesta junto con una disminución de la amplitud de la respuesta eléctrica [NYS67] [Gal43].

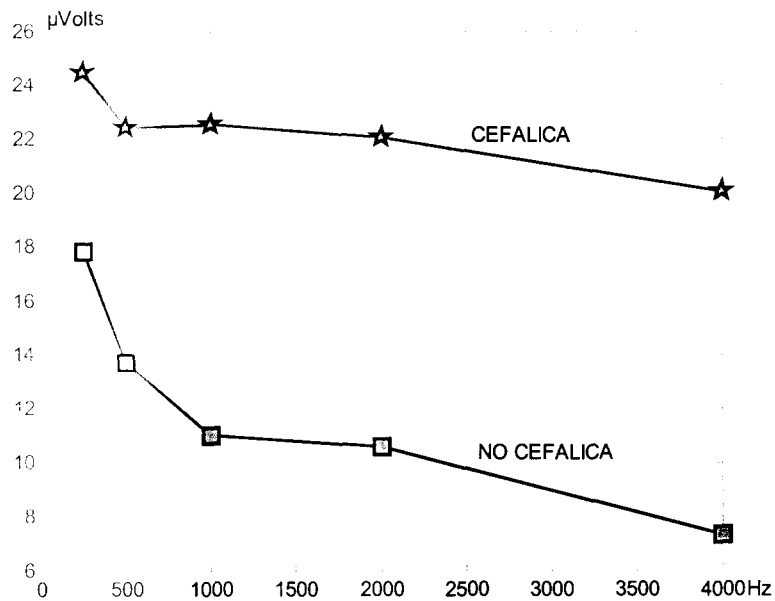


Figura 38. Se muestra la variación de la amplitud de la respuesta registrada en Cz vs. la frecuencia de una señal de excitación de 60 dBHL. La curva de decaimiento es prácticamente la misma para los registros con referencia cefálica y no cefálica.

5.3 Amplitud del PEALL función de la intensidad de excitación.

La amplitud de la respuesta se incrementa a medida que la intensidad del estímulo aumenta, para cualquiera de las frecuencias de excitación consideradas, figura 16. La amplitud de la respuesta obtenida en los registros no cefálicos y cefálicos experimenta un incremento del 10% cuando la intensidad de la excitación se incrementa 10 dB, tablas 4 y 10. Este comportamiento solo puede ser

COORDINACION DE SERVICIOS
 DOCUMENTALES - BIBLIOTECA

entendido como que al incrementar la intensidad de la estimulación auditiva la deformación experimentada por la membrana basilar aumenta, incrementando con ello la población de fibras auditivas que son excitadas, con el consiguiente incremento en la amplitud de la respuesta eléctrica del sistema auditivo.

5.4 Comparación de los espectros de los PEALL

En la figura 22 se ejemplifica la energía de la componente espectral de 200 Hz, identificada como respuesta en el espectro de frecuencia del PEALL registrado en C_z utilizando una referencia de tierra no cefálica. La gráfica ilustra como la energía de esta componente se incrementa cuando la intensidad de la excitación cambia de 60 a 70 dB_{HL} para una frecuencia de 250 Hz.

Las tablas 8 y 9 correspondientes a registros no cefálicos ilustran el cambio de la frecuencia de la componente espectral identificada como respuesta como función de la frecuencia e intensidad de la excitación. La versión gráfica de la tabla 9 se ilustra en la figura 23, donde se hace evidente como la frecuencia de la componente espectral de respuesta se desplaza hacia baja frecuencia conforme la frecuencia de la excitación aumenta. Para una excitación de 250 Hz corresponde una componente respuesta de 200 Hz, mientras que para una excitación de 4000 Hz corresponde una componente respuesta de aproximadamente 140 Hz. De la figura 23 es posible establecer una expresión que estime la frecuencia de la componente espectral respuesta para una cierta excitación de frecuencia determinada.

F_r : frecuencia de la respuesta

F_E : frecuencia de la excitación

$$F_r = 3.6127e - 11F_E^4 - 2.7224e - 7F_E^3 + 6.400e - 4F_E^2 - 0.5574F_E + 303.4603$$

Esta expresión predice cuál sería la frecuencia de la componente espectral en el PEALL para una cierta frecuencia de excitación.

Este mismo análisis para los registros de con referencia cefálica conduce a resultados similares, figura 32, figura 33, tabla 14 y 15. En este caso el polinomio que describe los datos de la tabla 15 es:

$$Fr = 3.1149e - 11F_E^4 - 2.3529e - 7F_E^3 + 5.5694e - 4F_E^2 - 0.4901F_E + 291.2635$$

Es de mencionar que si bien morfológicamente los registros no cefálicos no son comparables con los registros cefálicos, en la frecuencia si se observa que en ambos casos la información conduce a los mismos resultados. Al parecer es preferible practicar un registro cefálico pues disminuye la dispersión observada en la frecuencia identificada como respuesta, figura 39.

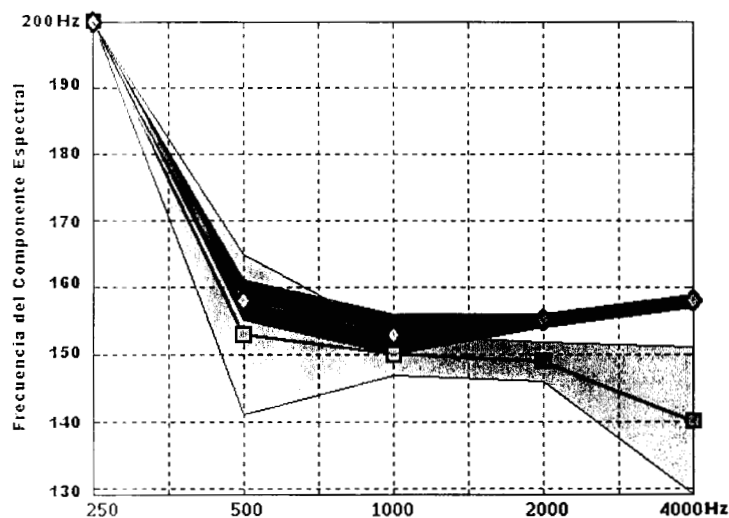


Figura 39. Gráfica que ilustra como cambia la frecuencia de la componente espectral identificada como respuesta en el PEALL como función de la frecuencia de la excitación auditiva. La gráfica en color gris se refiere a los registros con referencia no cefálica y la gráfica en color azul se refiere a los registros con referencia cefálica.

6. CONCLUSIONES

En los registros con referencia no cefálica se observaron los picos Pa, Na, y Pb, ver tabla 1, reportados previamente por [McP96], [pic78]. Estos picos se han asociado con la identificación del estímulo por parte del sujeto y se piensa se deben a un estado de alerta al estímulo, desde luego esto en el dominio del tiempo. La fácil identificación de la respuesta sugiere la posibilidad de emplearse en tarea de discriminación de sonidos o aún palabras, con la consiguiente utilidad diagnóstica. El PEALL acusa una disminución de amplitud conforme la frecuencia de la señal de excitación aumenta, resultado que confirma lo publicado por [Pic87], [Coh82]. En cuanto a las componentes espectrales presentes en el PEALL en el intervalo de frecuencias de interés, los dos tipos de registros utilizados -referencia cefálica y no cefálica- conducen a resultados similares.

La amplitud de la respuesta es mayor en el lado contralateral al oído estimulado, resultado coincidente con los publicado por [Coh82] y [Yos94]. La mayor amplitud del PEALL asociado a frecuencias bajas puede deberse a la mayor movilidad de la membrana basilar en su región apical, ver sección 2.1.1. Así mismo se observa un incremento del 10% en la amplitud de la respuesta cuando la intensidad de la estimulación cambia de 60 a 70 dB HL. Convendría aumentar la resolución del registro incrementando el número de electrodos de registro en el lado contralateral. Hoy día esta situación limita el empleo de otras herramientas como pudiera ser la representación por medio de mapas de actividad.

El contenido espectral en los dos tipos de registros reporta aproximadamente los mismos componentes. Estos componentes espectrales parecen ser la contribución de la descarga de las fibras auditivas. Debido a que a la frecuencia de excitación de 250 Hz se está por debajo de la frecuencia máxima de disparo de la fibra (ver

2.1.2), el nervio auditivo exhibe un patrón de descarga que sigue a la frecuencia de la excitación [Gal43], [Rho70].

Lo notable de esta investigación es la determinación del intervalo de frecuencias donde se localiza la componente espectral de respuesta así como la propuesta de una ecuación con la cual estimar ésta, sugiriendo un camino que podría conducir a acercarse aún mas a una metodología que permita la realización de una prueba objetiva para la determinación de los umbrales auditivos a tonos puros.

BIBLIOGRAFIA

LIBROS

- [Hoo98] Hood Linda J., Clinical Applications of the auditory Brainstem Responses; Ed. Singular Publishing Group, Inc. 1998.
- [Jac89] Jacobson T. Jhon. Principles and Applications in Auditory Evoked.
- [Ksj91] Kandel E. R., Schwartz J.H., Jessell T. M.: Principles of Neural Sciences; 3° Ed., pp 481-499, Appleton&Lange 1991.
- [Mar94] Martin F. N.; Introduction to Audiology; 5° Ed., New Jersey: Englewood Cliffs, 1994.
- [Som86] Somjen G.: Neurofisiología, Ed. Panamericana 1986.
- [Stra84] Stratton Donald B., Neurofisiología, Ed. Limusa 1984.

ARTICULOS

- [All88] Allen J. B., Cochlear Signal Processing. In A.F. Jahn and J. Santos-Sacchi (eds.). Physiology of the Ear, 243-270. New York: Raven Press. 1988.
- [Coh82] Cohen M. M.: Coronal Topography of the Middle Latency Auditory Evoked Potentials (MLAEPS) in Man. Electroencephalography and Clinical Neurophysiology 53: 231-236. 1982.
- [Dav58] Davis H., A Model for Transducer Action in the Cochlea, Cold Springs Harbor Symposium on Quantum Biology, Vol 30, 181-190, 1958.
- [Dav76] Davis H., Hirsh, S.K. The audiometric utility of brain stem responses to low frequency sounds. Audiology 1976;15:181-195.
- [Don78] Don M., Eggermont J.J., Analysis of the Click Evoked Brainstem Potentials in man Using High-Pass Noise Masking. J. Acoust Soc. Am; 63, 1084 – 1092, 1978.
- [Fer94] Ferraro J., Durrant J., Auditory Evoked Potentials: Overview and Basic Principles, in Katz J. (Ed.) Handbook of Clinical Audiology, 4° Ed. Williams & Wilkins, Baltimore, Ma., 1994.

- [Gal43] Galambos R., Davis H.: The Response of Single Nerve Fibers to Acoustic Stimulation. *J. Neurophysiol.* 6, 39-57. 1943.
- [Goo83] Gooding D., Squires K., Starr A.: Variation in Early and Late Even Related Components of the Auditory Evoked Potentials with Task Difficulty. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiology.* 55: 680 – 686, 1993.
- [Hill81] Hillyard Kutas M: *Electrophysiology of Cognitive Processing.* *Ann Rev Psychol.* 34: 33 – 61, 1981.
- [Gal75] Galambos R., *Electrophysiological Measurement of Human Auditory Function*, in Donald B. Tower Ed.-in-Chief, *Human Communication and it's Disorders vol.3*, Raven press, New York, 1975.
- [Jew70] Jewett, D., Romano, M., & Williston, J. Human auditory evoked potentials: Possible brainstem Components detected on the Scalp. *Science*, 167, 1517-1518. 1970.
- [Lau83] Laukli E. High Pass and Notch noise Masking in Suprathreshold Brainstem Response Audiometry. *Scandinavian Audiology*, 12, 109-115, 1983.
- [Lin95] Lins G. Octavio, Picton W. Terence. Auditory Steady-State Responses to Multiple Simultaneous Stimuli. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* 96, 420-432. 1995.
- [Mai89] Maiste Anita, Picton Terence. Human Auditory Evoked Potentials to Frequency-Modulated Tones. *Ear and Hearing*, 1989. Vol 10, No 3.
- [McG88] McGee Therese, Krauss Nina, Manfred: Toward a Strategy for Analyzing the Auditory Middle Latency Response Waveform. *Audiology* 27: 119-130. 1988.
- [McP93] McPherson, D.L., & Starr, A. Auditory Evoked potentials in the clinic. En A.M Holliday (ed.), *Evoked potentials in clinical testing* (pp. 359-381). Edimburgh: Curchil Livingstone. (1993).
- [McP96] McPherson, David. "Late Potentials of the Auditory System". Ed. Singular Publishing Group. 1996.
- [Kia65] Kiang N.Y.S., *Discharge Patterns of Single Fibers in the Cats Auditory Nerve*, M.I.T. Press, Cambridge, Mass. 1965.
- [Kia67] Kiang N.Y.S., M.B. Sachs, W.T. Peake. Shapes of Tuning Curves for Single Auditory Nerve Fibers, *J. Acoust. Soc. Amer.* 42, 1341-1342. 1967.
- [Kia75] Kiang N.Y.S., *Stimulus Representation in the Discharge Patterns of Auditory Neurons, in the Nervous System* (D.B. Tower and E.L. Eagles,

eds.), Vol. 3: Human Communications and Its Disorders, Raven, New York, pp 81-96, 1975

- [Lin95] Lins OG, Picton PE, Picton TW et al: An application of phase spectral analysis to amplitude-modulated at 80 to 110Hz. *J. Acoust Soc Am* 1995;97:3051-3063.
- [Pan82] Pantev, Ch., Pantev M., Derived Brain Stem Responses by means of pure tone Masking. *Scandinavian Audiology*, 11, 15-22, 1982.
- [Pic82] Pickles J. O., An introduction to the Physiology of Hearing. (ed. Academic Press), 1982.
- [Pic78] Picton T.W., Woods, S.L. & Proulx, G.B. (1978). Human auditory sustained potentials. The Name of the Responses. *Electroencephalography & Clinical. Neurophysiology*. 45. 186-187.
- [Pic79] Picton T.W., Ouellete J. Hamel G. Et al: Brainstem Evoked Potentials to Tonepips in Notched Noise. *J. Otolaryngol*, 8, 289-314, 1979.
- [Pic87] Picton T.W., Vassar J. Rodriguez. R. And Campdell K. B. (1987a). Reability Estimates for Steady-State Evoked Potentials. *Electroencephalography Clin. Neurophysiol*. 68. 119-131.
- [Pic91] Picton T. W., Clinical Usefulness od Auditory Evoked Potentials: A Critical Evaluation. *J. Speech Lang Pathol. Audiol*. 15; 3-29; 1991.
- [Pra84] Pratt H., Ben-Yitzhak E., Attias J., Auditory Brainstem Potentials Evoked by Clicks in Notch Filtered Masking Noise: Audological Relevance. *Audiology*, 23, 380-387, 1984.
- [Rea82] Reagan D.: Comparison of transient and steady-state methods. *Ann N.Y. Acad Sci* 1982;388:45-71.
- [Rho71] Rhode S. William. Observations of the Vibration of the Basilar Membrane in Squirrel Monkeys Using the Mosbauer Technique. *JASA*. Volumen 49, Number 4, 1971.
- [Rho70] Rhode William S. Observations of The Vibration of the Basilar Membrane in Squirrel Monkeys using the Mossbauer Technique. *JASA*. Agust 1970.
- [Sta81] Stapells, D.R., Picton, T.W. Technical aspects of brainstem evoked potential audiometry using tones. *Ear Hear* 1981;2(1)20:101-112.
- [Val97] Valdés J.L., Pérez-Abalo MC, Martin V et al: Comparison of statistical indicators for the automatic detection of 80Hz auditory steady state responses. *Ear Hear* 1997; in press

- [Wev49] Wever G. Teoría de la Audición. New York: Wiley, 1949.
- [Wil94] Wibert L., Calibration Puretone Speech and Noise Signals en Katz J. (ED.) Handbook of Clinical Audiology 4^o Ed., Williams & Wilkins, Baltimore, Ma., 1994.
- [Yos94] Yoshiura T, Veno S, Iramina k, masuda K.: Effects of Stimulation Side on Human Middle Latency Auditory Evoked Magnetic Fields; Neuroscience Letters 172: 159-162,1994.