

439

**REPRESENTACIÓN TONOTÓPICA  
DE LA CORTEZA AUDITIVA**

TESIS QUE PRESENTA  
**RUBÉN CARLOS ACEVEDO ANDRADE**

PARA OBTENER EL GRADO DE  
**MAESTRO EN INGENIERÍA BIOMÉDICA**

ASESOR  
**M. EN C. MIGUEL CADENA MÉNDEZ**

MARZO DE 1997



Casa Abierta al Tiempo

**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA METROPOLITANA - IZTAPALAPA**  
**DIVISIÓN CIENCIAS BÁSICAS E INGENIERÍA**

*A mi esposa . . . Paola.*

## AGRADECIMIENTOS

- ♦ A la Universidad Nacional de Entre Ríos, por el soporte económico que permitió la realización de esta tesis.
- ♦ A mi asesor, el maestro Miguel Cadena Méndez, por compartir sus experiencias y brindarme la orientación para llevar a cabo esta tesis.
- ♦ Al Ing. Agustín Carpio y la Med. Susana Perrone, por su activa intervención en el Convenio de Intercambio de Recursos Humanos entre la U.A.M.I. y la U.N.E.R., que fue el marco de realización de esta tesis.
- ♦ A mis compañeros del Laboratorio de Audiología de la U.A.M.I., por el afecto que me dieron y por hacerme sentir en mi casa.
- ♦ A mis compañeros de la Facultad de Ingeniería de la U.N.E.R., por su apoyo incondicional y su buena disposición.
- ♦ A mis familiares, por hacerme menos difícil mi estadía fuera del país.

# INDICE

<b>INTRODUCCIÓN</b> .....	<b>3</b>
EL TEMA DE TESIS .....	3
LIMITACIONES Y ALCANCES DE LA TESIS .....	3
METODOLOGÍA .....	4
ESTRUCTURA DE LA TESIS .....	4
<b>I. EL PROBLEMA</b> .....	<b>6</b>
I.A DEFINICIÓN.....	6
I.B BASES ANATÓMICAS Y FISIOLÓGICAS .....	7
I.B.1 Descripción del sistema nervioso central .....	7
I.B.2 Anatomía del sistema auditivo .....	9
I.B.3 Fisiología de la audición .....	15
I.C REPRESENTACIÓN TONOTÓPICA DE LA CORTEZA AUDITIVA: ESTADO DEL ARTE .....	18
I.D PROPUESTA.....	19
<b>II. METODOLOGÍA</b> .....	<b>22</b>
II.A REGISTROS.....	22
II.A.1 Justificación de la elección de PEALM.....	22
II.A.2 Montaje de electrodos.....	23
II.A.3 Descripción del sistema de adquisición.....	26
II.A.4 Parámetros de estimulación.....	27
II.A.5 Parámetros de adquisición y acondicionamiento de señal.....	28
II.A.6 Promediación.....	28
II.A.7 Realización.....	29
II.B PROTOCOLO DE INCLUSIÓN DE PACIENTES.....	30
II.B.1 Ausencia de enfermedades otológicas y/o neurológicas.....	30
II.B.2 Umbral audiométrico.....	31
II.B.3 Umbral auditivo en PEATC.....	32
II.B.4 Pacientes diestros.....	33
II.B.5 Edad de pacientes.....	33
II.B.6 Población de pacientes.....	34
II.C ANÁLISIS REALIZADOS.....	34
<b>III. RESULTADOS</b> .....	<b>36</b>
III.A CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL DE PEALM.....	36
III.B AMPLITUD DE LA ONDA PA EN CZ PARA DISTINTAS FRECUENCIAS DE ESTIMULACIÓN.....	37
III.C COMPARACIÓN DE AMPLITUD DE LA ONDA PA EN AMBOS HEMISFERIOS.....	38
III.D MORFOLOGÍA DE LA ONDA PA EN ELECTRODOS CORONALES.....	41
III.E AMPLITUD DE LA ONDA PA EN ELECTRODOS DEL EJE FRONTAL - OCCIPITAL .....	46
<b>IV. CONCLUSIONES</b> .....	<b>49</b>
IV.A RESULTADOS.....	49
IV.A.1 Caracterización de la señal de potencial evocado de latencia media.....	49
IV.A.2 Amplitud de la onda Pa en Cz para distintas frecuencias de estimulación.....	49
IV.A.3 Comparación de amplitud de la onda Pa en ambos hemisferios.....	49
IV.A.4 Morfología de la onda Pa en electrodos coronales.....	50
IV.A.5 Amplitud de la onda Pa en electrodos del eje frontal - occipital .....	50
IV.B METODOLOGÍA DE REGISTRO.....	50
IV.B.1 Estado del paciente durante el registro.....	51

IV.B.2 Utilización de la gorra Electro Cap .....	53
IV.B.3 Protocolo de inclusión de pacientes.....	53
IV.C CONCLUSIÓN FINAL.....	53
IV.D PERSPECTIVAS.....	54
IV.D.1 Infraestructura de adquisición de registros. ....	54
IV.D.2. Posiciones y cantidad de electrodos. ....	54
IV.D.3 Estímulo utilizado. ....	55
IV.D.4 Alternativas de análisis a Pa. ....	56
IV.D.5 Mapeo cerebral.....	56
<b><u>APÉNDICE A</u></b> .....	<b>57</b>
BASES BIOFÍSICAS DE POTENCIALES REGISTRADOS EN EL CUERO CABELLUDO .....	57
<b><u>APÉNDICE B</u></b> .....	<b>59</b>
PUESTA A TIERRA DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN .....	59
<b><u>APÉNDICE C</u></b> .....	<b>60</b>
SOFTWARE DESARROLLADO .....	60
<b><u>APÉNDICE D</u></b> .....	<b>64</b>
IMPLEMENTACIÓN DE LA PROMEDIACIÓN .....	64
<b><u>BIBLIOGRAFÍA</u></b> .....	<b>66</b>
LIBROS .....	66
ARTÍCULOS .....	66
<b><u>ABREVIATURAS</u></b> .....	<b>73</b>

# INTRODUCCIÓN

---

## EL TEMA DE TESIS

La elección de este tema de tesis está relacionado principalmente con los objetivos del Laboratorio de Audiología de la Universidad Autónoma Metropolitana en su unidad Iztapalapa (LAUAMI).

La tesis se encuadra dentro de un proyecto cuyo objetivo es implementar un sistema de adaptación automática de parámetros de una ayuda auditiva (AA) a partir de información audiométrica obtenida en forma automática. A su vez este proyecto forma parte de otro más amplio cuyo objetivo es desarrollar un método para realizar una audiometría [Mar94] objetiva e independiente de la percepción del paciente ; esta tesis es un primer paso en ese sentido.

Además de esto, hay una motivación personal por este tema, ya que en mi opinión es un tema interdisciplinario; uno de esos en los cuales hay que saber un poco de todo para llevarlo a cabo.

Para justificar esta última afirmación mencionaré que para llevarlo a cabo fue necesario poseer conocimiento en los siguientes temas:

- fisiología de la audición y anatomía del sistema auditivo, haciendo particular énfasis en la corteza auditiva.
- metodología de registro de potenciales evocados auditivos en sus distintas modalidades.
- protocolos de inclusión de pacientes.
- manejo de pacientes.
- electrónica analógica y digital.
- computación.
- procesamiento de señales.
- metodología de puestas a tierra de equipamiento de uso médico.

## LIMITACIONES Y ALCANCES DE LA TESIS

De alguna manera las limitaciones definen los alcances de la tesis, ya que no se puede hacer más de lo que las circunstancias permiten. Hay situaciones que limitaron la tesis, las cuales están relacionadas con el estado y los objetivos del LAUAMI y con mi situación personal.

Las limitaciones fueron del tipo instrumental y otras temporales, las más importantes son las siguientes:

- En primer lugar hay que decir que en el año pasado (1996) se adquirió el equipamiento necesario para realizar registros de potenciales evocados multicanales ; del cuál el componente más importante es un electroencefalógrafo Grass de 35 amplificadores con el cuál se realizaron los registros. Sólo 14 de estos 35 amplificadores se utilizaron para el registro de *potenciales evocados auditivos de latencia media* (PEALM), el motivo de esto se expone en el capítulo de metodología.

- La instalación adecuada del electroencefalógrafo fue una tarea ineludible que consumió un tiempo muy valioso, sobre todo la puesta a tierra del mismo debido a que personalmente no contaba con experiencia previa en el tema y tuve que aprender en ese momento.
- Una vez que todo el sistema de adquisición funcionó correctamente, se realizó una etapa de entrenamiento en el registro de potenciales evocados auditivos.

Considero a este lapso fundamental para adquirir confianza y experiencia en el registro de dichos potenciales, que en mi caso fue la primera vez que tenía oportunidad de hacer.

La experiencia adquirida en este periodo consistió en aprender a colocar los electrodos correctamente, identificar las condiciones adecuadas para lograr un buen registro, tratar a los pacientes, etc.

- El hecho tal vez más limitante es mi condición de alumno con un periodo de estadía limitado en la maestría; ya que al cabo de 2 años debo volver a mi país para cumplir con compromisos previamente tomados.

## METODOLOGÍA

En el contexto de esta tesis, la palabra *metodología* está referida a la parte audiológica puramente, ya que en lo que se refiere a la instalación de equipos se siguieron procedimientos conocidos.

Para definir la metodología utilizada se plantearon las siguientes preguntas, cuyas respuestas en sí mismas la definen.

- *¿Cómo se puede obtener información sobre tonotopía de la corteza auditiva ?*

En base a la bibliografía consultada; se observó que la mayoría de los artículos estaban orientados al registro de potenciales evocados auditivos de latencia media (PEALM) y latencia larga. Finalmente se decidió registrar PEALM, aunque hubo que investigar un poco más para decidir qué analizar de estos registros.

- *¿Cómo realizar los registros de PEALM ?*

El registro de los PEALM implica utilizar una metodología que permita obtener buenos registros y además que permita comparar resultados obtenidos con resultados publicados anteriormente. En este punto se puede mencionar posición de los electrodos, técnica de colocación de éstos, condiciones de registro, etc.

- *¿Qué protocolo de inclusión de pacientes utilizar ?*

Es un aspecto importante que mereció especial atención en el desarrollo de la tesis.

- *¿Cuál es la población adecuada de pacientes ?*

Para los fines de validación es importante definir una población adecuada.

- *¿Es necesario realizar algún tipo de procesamiento sobre los datos ?*

Definir algún tipo de procesamiento en caso de ser necesario.

- *¿Que análisis realizar sobre los registros obtenidos ?*

Fue una de las tareas más difíciles, ya que hubo que definir análisis de la señal de PEALM que permitan obtener información adecuada en función de los objetivos de la tesis.

## ESTRUCTURA DE LA TESIS

La tesis está estructurada de la siguiente manera :

- Capítulo I : El problema.

Se expone la definición del problema, el cuál consiste en encontrar una forma de obtener información audiométrica de manera objetiva e independiente de la percepción de un paciente.

Además se presenta una descripción anatómica del sistema auditivo y las bases fisiológicas de la audición, el objetivo de esto es brindar al lector no familiarizado con la audiología un marco teórico que le permita entender mejor el problema.

Finalmente se expone el estado del arte de la investigación sobre representación tonotópica de la corteza auditiva y la propuesta que se lleva adelante para atacar el problema planteado.

- Capítulo II : Metodología.

Se presenta la metodología empleada en el desarrollo de la tesis; la cual involucra métodos llevados a cabo para la toma de decisiones y ejecución de procesos.

En primer lugar se expone todo lo que se refiere a los registros realizados, luego lo relacionado con el protocolo de inclusión de pacientes y finalmente la justificación de los análisis realizados sobre los registros.

- Capítulo III : Resultados.

Se exponen y se analizan los resultados obtenidos.

- Capítulo IV : Conclusiones.

Se presentan las conclusiones derivadas de los resultados obtenidos ; así como también las perspectivas de esta tesis.

Seguidos a este capítulo se presentan apéndices (en los cuales se describen procesos, métodos y análisis llevados a cabo durante la tesis), la bibliografía consultada y una lista de las abreviaturas utilizadas en el texto.

# I. EL PROBLEMA

## LA DEFINICIÓN

Para definir en forma precisa cuál es el problema que se tratará de resolver, es conveniente aclarar cuál es el proyecto a largo plazo que el LAUAMI está impulsando y cuyo punto de partida es esta tesis.

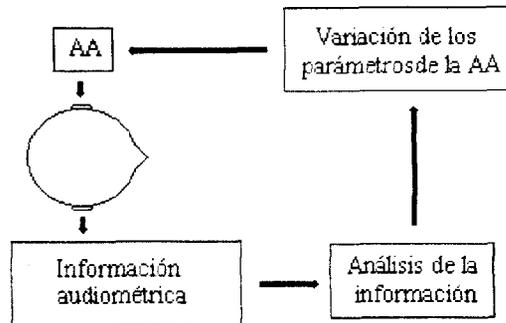


Figura 1

Esquema del sistema de adaptación automática de ayudas auditivas.

Como se mencionó anteriormente, uno de los proyectos del laboratorio es desarrollar un sistema de adaptación automático de ayudas auditivas (AA) en función de la información obtenida en forma objetiva del estado audiométrico de cada paciente en particular.

El esquema mostrado en la figura 1 intenta representar la idea que se tiene de dicho sistema; en primer lugar se desea obtener información audiométrica del paciente en forma objetiva e independiente de la percepción de éste. Más precisamente, se pretende obtener información sobre el rango de frecuencias afectado por algún tipo de hipoacusia y en qué grado.

En el contexto de esta tesis, "*independiente de la percepción del paciente*" significa obtener información audiométrica sin que este confirme si escucha o no.

La información obtenida será analizada en forma automática por un sistema clasificador, por ejemplo una red neuronal, que tomará la decisión sobre que parámetros modificar en la AA de forma tal de modificar su función de transferencia para optimizar la audición del paciente que está siendo estudiado.

Este proyecto está dirigido principalmente a las población infantil y a personas con daños neurológicos, en ambos casos que presenten hipoacusias tratables con ayudas auditivas.

Volviendo al esquema de la figura 1, explicarlo a grandes rasgos es relativamente simple, pero al profundizar en cada bloque uno se encuentra con muchas preguntas; algunas de las cuales todavía no tienen respuesta. En esta tesis se dará énfasis al primer bloque de este esquema, ya que es lo que concierne directamente al desarrollo de esta.

La frase *información audiométrica* no es lo suficientemente clara como para inferir que es lo que analizará el sistema clasificador; y es aquí donde surge la pregunta que de alguna manera define el objetivo de esta tesis.

Concretamente, *¿cómo obtener información, independiente de la percepción del paciente, sobre las frecuencias que presentan dificultad para ser oídas normalmente por este?*

Esto es algo sencillo en el caso de una audiometría convencional, donde el paciente dice si escucha o no una señal de estimulación de una frecuencia determinada ; pero no lo es cuando se lo quiere determinar en forma automática y sin participación de este.

Antes de realizar la propuesta para atacar el problema, que implica responder la pregunta mencionada anteriormente, es conveniente realizar una descripción anatómica y fisiológica del sistema auditivo.

## **I.B BASES ANATÓMICAS Y FISIOLÓGICAS**

Es posible que al lector que no está familiarizado con el sistema auditivo no le resulte fácil entender el razonamiento que se expondrá para llevar adelante esta tesis. Por este motivo en esta sección se brindan los conceptos e ideas fundamentales para tener un completo entendimiento de la función auditiva.

Específicamente, se hará una revisión de la organización anatómica y funcional del *sistema nervioso central* (SNC); debido a que las funciones sensoriales están mediadas por este. Se hará particular énfasis en la organización de los sistemas sensoriales para luego particularizar sobre el sistema auditivo.

Finalmente se presenta una breve descripción de la anatomía el sistema auditivo y de la fisiología de la audición.

### **I.B.1 Descripción del sistema nervioso central**

Para facilitar la descripción de la organización del SNC es necesario tomar como referencia dos ejes principales. Uno de ellos es el eje rostral - caudal y el otro es el eje dorsal - ventral, en los vertebrados más primitivos la orientación de ambos ejes se mantiene en los individuos adultos; en cambio en los primates el eje longitudinal se flexiona con el desarrollo. Debido a esto se usan distintos términos para describir la orientación de estructuras en el cerebro humano maduro.

En la médula espinal, rostral significa hacia la cabeza, caudal significa hacia el coxis, ventral hacia el vientre y dorsal hacia la espalda. En la cabeza, rostral significa hacia la nariz, caudal hacia la nuca, ventral hacia la mandíbula y dorsal hacia la parte de arriba de la cabeza. A veces se utilizan los términos superior e inferior en lugar de dorsal y ventral respectivamente.

El *sistema nervioso* (SN) tiene dos componentes: el sistema nervioso central y el *sistema nervioso periférico* (SNP). El SNC está formado por el cerebro y la médula espinal; el SNP esta formado por los ganglios y nervios periféricos. El SNP esta dividido en somático y autónomo, y a su vez este último está dividido en: simpático, parasimpático y entérico. El SNC y el SNP están separados anatómicamente, pero funcionalmente interactúan y están interconectados [KSJ91].

De aquí en adelante se tratará el SNC haciendo énfasis en la descripción del cerebro, particularmente en la corteza cerebral.

El cerebro está dividido en dos hemisferios cerebrales (izquierdo y derecho), y la superficie de estos hemisferios es la *corteza cerebral* (CC). Esta se caracteriza por ser altamente arrollada (o plegada), los pliegues consisten en surcos (o sulci) que separan las

regiones elevadas llamadas giros (o gyri). Ciertos surcos tienen una posición consistente en todos los cerebros humanos y son usados como marcas para dividir la CC en cuatro lóbulos: frontal, parietal, temporal y occipital.

Muchas áreas de la CC procesan información sensorial o integran salidas corticales importantes para el control de movimientos. Algunas de estas áreas están más involucradas con información sensorial (transmitida desde el tálamo) o con control de neuronas motoras (en el tallo cerebral o médula espinal). Estas áreas son conocidas como áreas sensoriales (o motoras) primarias, secundarias o terciarias; en particular la *corteza auditiva* (CA) se encuentra en el lóbulo temporal.

Alrededor de las áreas primarias se encuentran las áreas sensoriales (o motoras) de alto orden (secundarias y terciarias); estas áreas procesan aspectos complejos de una única modalidad sensorial o información relacionada a una función motora. Las áreas sensoriales de alto orden integran información proveniente de las cortezas sensoriales primarias.

Tres grandes regiones de CC, llamadas cortezas de asociación, se encuentran fuera de las cortezas primarias, secundarias y terciarias. Sus funciones son principalmente integrar información variada para diversas acciones, y están involucradas en el control de las tres funciones principales del cerebro: percepción, movimiento y motivación [KSJ91].

En resumen, las *áreas sensoriales primarias* (ASP) de la CC están dedicadas a la recepción y procesamiento cortical inicial de información sensorial. Las ASP se proyectan sobre las áreas sensoriales de alto orden las cuales a su vez se conectan a las áreas de asociación. Estas últimas proveen el nexo entre sensación y acción haciendo conexiones con áreas motoras de alto orden.

Se pueden hacer algunas consideraciones sobre la organización de los sistemas funcionales principales denominados *sistemas sensoriales, motores y motivacionales* (SSMM).

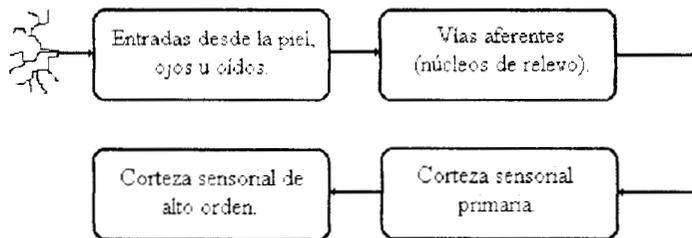


Figura 2  
Esquema simplificado de la organización de los sistemas sensoriales (somatosensorial, visual y auditivo).

Los SSMM están interrumpidos generalmente en varios puntos por relevos sinápticos [KSJ91]. Estos relevos no son simples conexiones uno a uno entre neuronas pre-sinápticas y post-sinápticas; sino que aquí la información neural es modificada por interacciones sinápticas entre neuronas en el mismo *núcleo de relevo* (NR) y entradas sinápticas desde centros más altos en el sistema que convergen en el núcleo de relevo para regular el flujo de información a través de este.

Los NR contienen típicamente varios tipos de neuronas, de los cuales dos son importantes: las interneuronas locales cuyos axones están confinados al NR y las

interneuronas de proyección (principales) que transmiten la salida del NR. Estas últimas tienen largos axones que hacen sinapsis con neuronas de otro núcleo o con la CC.

Los SSMM tienen diferentes subsistemas anatómicos y funcionales que realizan tareas especializadas; por ejemplo los sistemas visual, somatosensorial y auditivo están mediados por distintos sistemas separados uno de otro. Estos sistemas especializados están divididos en otros caminos más especializados; por ejemplo el sistema visual tiene caminos separados para percibir objetos en movimiento y objetos estacionarios.

Una característica importante de los sistemas sensoriales es que están organizados topográficamente. Es decir, que relaciones espaciales en la superficie receptiva periférica (la retina en el ojo, la cóclea en el oído interno y la piel) son preservadas a lo largo de todo el camino sensorial. En el caso del camino auditivo, en cada nivel de este, códigos para frecuencias particulares de sonido excitan diferentes regiones de los NR; de tal manera que el espectro de frecuencias del sonido, al cual el oído es sensible, está representado en un mapa tonotópico neural [KSJ91].

Otro aspecto importante en la organización del SNC es que la mayoría de los caminos neurales son bilaterales, simétricos y se cruzan al lado opuesto (contralateral) del cerebro. Como resultado, los eventos sensoriales y motores en un lado del cuerpo son relevados y controlados por el hemisferio cerebral del lado opuesto [KSJ91].

### I.B.2 Anatomía del sistema auditivo

La descripción anatómica del sistema auditivo se hará de forma tal que pueda ser entendida tomando como base el esquema mostrado en la figura 2.

En el sistema auditivo se pueden identificar dos partes, en las cuáles la naturaleza de la información es distinta. La primera de ellas es el oído externo y medio, en el cuál la información está en forma de una onda mecánica longitudinal; la otra parte son las vías nerviosas que parten desde la cóclea (oído interno), en las cuales la información está expresada en forma de actividad eléctrica.

El oído es el órgano receptor de las ondas sonoras; esta información es transducida (mediante un proceso bioquímico) a actividad eléctrica y posteriormente enviada (lo cuál representa un proceso complejo) a la corteza cerebral para ser procesada.

Se lo puede dividir en 3 partes: a) el oído externo, compuesto por el pabellón y el conducto auditivo; b) el oído medio, constituido por la cavidad timpánica en cuyo interior se encuentran los osículos del oído o cadena de huesillos (el martillo, el yunque y el estribo); y c) el oído interno, constituido por la *cóclea* (Co) y el sistema vestibular, este último está relacionado con el equilibrio por lo cual no se tratará aquí.

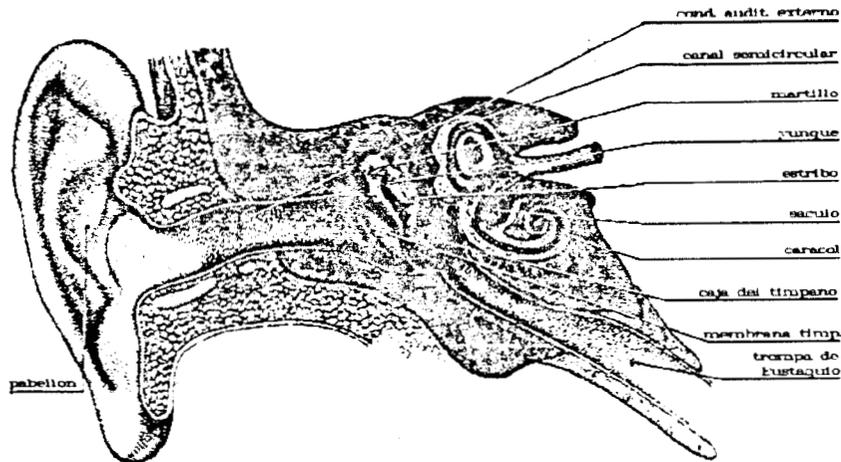


Figura 3

Corte transversal del oído donde se observan las tres partes que lo componen: el oído externo, medio e interno.

La cóclea consiste en un caracol de dos vueltas y media con una longitud total aproximada de 35 mm. En su interior se encuentran tres canales o rampas membranosas paralelas que siguen la forma del caracol óseo: la rampa vestibular y la rampa timpánica

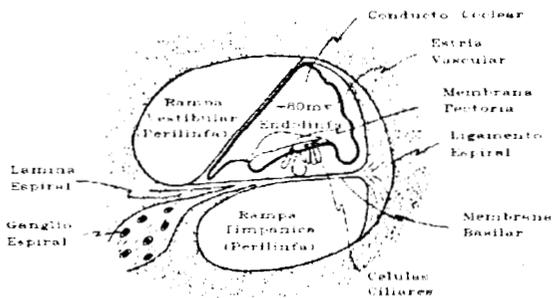


Figura 4

Corte transversal de la cóclea donde se observa claramente las rampas, las membranas y el

son los dos canales externos que se unen a través del helicotrema; y el canal medio denominado rampa media o conducto coclear. La rampa vestibular está separada de la rampa media por la membrana de Reissner, y la rampa timpánica está separada de la media por la *membrana basilar* (MB). En el interior de la rampa media se encuentran los elementos transductores de actividad mecánica de la onda sonora en actividad eléctrica.

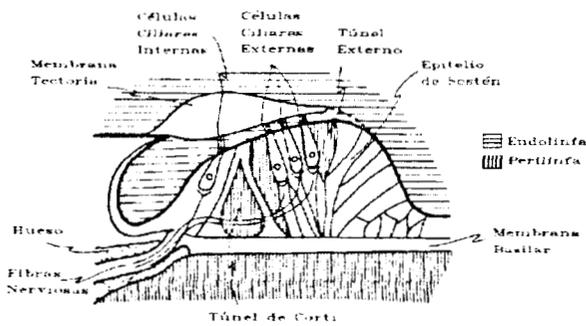


Figura 5

Corte transversal de la cóclea donde se observa en detalle el órgano de Corti.

Estos elementos son las *células ciliadas o pilosas* (CP) que están insertadas en la MB; formando una hilera interna y tres hileras externas [Som86]. Cubriendo a las CP está la *membrana tectoria* (MT), la cual se apoya sobre las *cilias* o *pelos sensorios* (PS) o se encuentra inmersa en ellas. Este conjunto de estructuras forman el *órgano de Corti*, el cual puede apreciarse en la figura 5.

Las CP hacen sinapsis con células bipolares aferentes, y en menor grado con

eferentes, del ganglio espiral del nervio auditivo (8° par craneal).

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, colículo inferior) ubicadas en el tallo cerebral [KSJ91]. Las prolongaciones periféricas de las células bipolares son bastantes cortas; en cambio los axones dirigidos centralmente son más largos y terminan en los *núcleos cocleares* (NC), tanto en su porción dorsal como en la ventral.

El principio más importante que gobierna la topografía de los NC es la organización tonotópica de sus células y fibras nerviosas. Las fibras que inervan la base de la cóclea penetran profundamente en el NC, mientras que las fibras que inervan el apex de la cóclea lo hacen superficialmente. Las fibras que inervan la parte media de la cóclea penetran en forma ordenada entre estos dos extremos [KSJ91].

Los axones de las células en el núcleo coclear siguen varios caminos, donde el más importante es el del *cuerpo trapezoide* (CT). Este contiene fibras destinadas *al núcleo olivar superior* (NOS) a ambos lados del *tallo cerebral* (TC). Otras fibras ascienden directamente por el *lemnisco lateral* (LL) terminando en su núcleo dorsal, o extendiéndose hacia el *tubérculo cuadrigémino inferior* (TCI) [LRL90] [Som86].

En cada uno de estos niveles hay un cruzamiento de las fibras de un lado al otro; de tal modo que en cada lado del cerebro existe una representación de las fibras que conducen las señales que se han originado en cualquiera de los oídos. A la altura del núcleo del lemnisco lateral hay un extensivo cruzamiento de fibras de un lado a otro (comisura de Probst) y eventualmente todas las fibras del lemnisco lateral hacen sinapsis en el *colículo inferior* (CI) [KSJ91].

Las células del colículo inferior reciben entradas binaurales y están arregladas tonotópicamente; la mayoría de las células en el CI envían sus axones hacia el *cuerpo geniculado medial* (CGM) del tálamo en el mismo lado del cerebro.

La *corteza auditiva primaria* (CAP) es el sitio de terminación cortical de las radiaciones auditivas del CGM de cada oído y de proyecciones punto a punto de la cóclea en la corteza [DeG93]. Esta zona responde a frecuencias del espectro audible y está organizada tonotópicamente [NSD93][DeG93].

La *corteza auditiva* (CA) es la porción de corteza cerebral que se encarga del procesamiento de la información auditiva, por esto se hará una descripción de la corteza cerebral en forma general y luego se particularizará sobre la corteza auditiva.

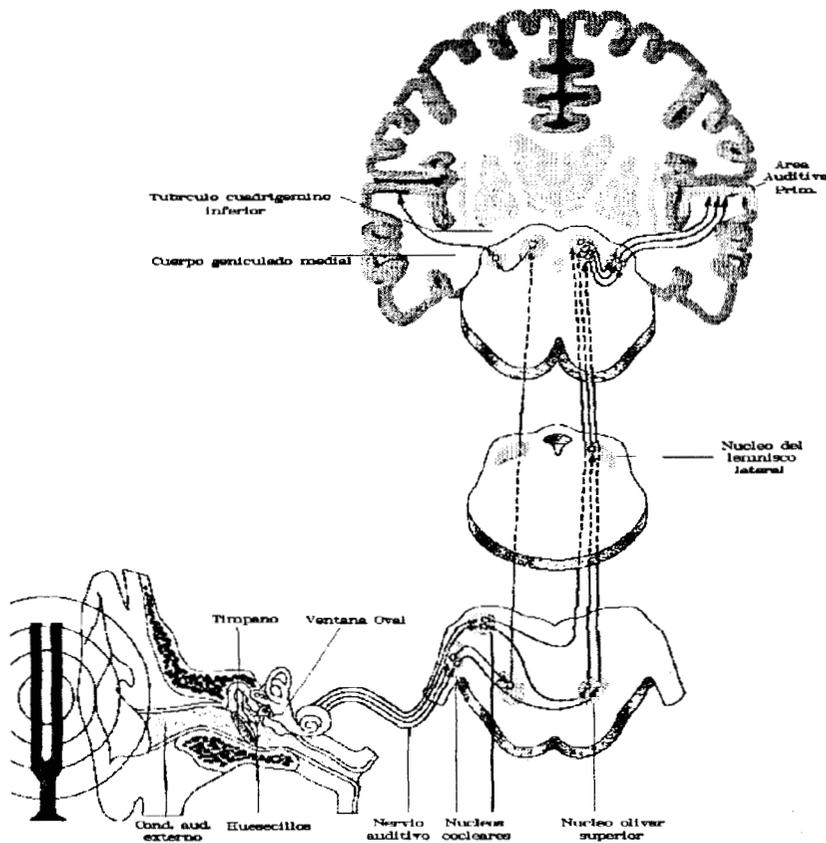


Figura 6

Esquema de las vías centrales auditivas, desde el oído hasta la corteza auditiva. Se observan los sucesivos núcleos de relevo a lo largo de las vías nerviosas ascendentes (aférentes).

La corteza cerebral es el manto del cerebro cuyo peso es de aproximadamente 600 grs., constituye cerca del 40 % del peso del encéfalo y contiene alrededor de 75 billones de neuronas corticales [NSD93].

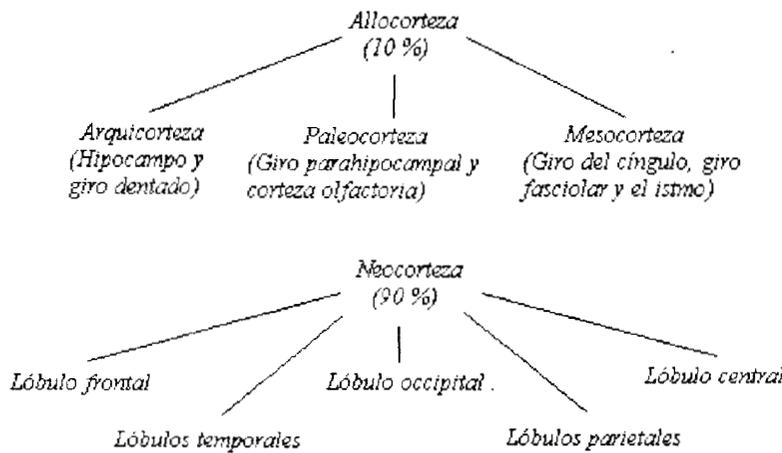


Figura 7

Distribución de la allocorteza y neocorteza [NSD93].

La corteza cerebral se divide en allocorteza (vieja desde el punto de vista filogenético) cerca del 10 % del total y neocorteza alrededor del 90 % del total, a su vez estas se subdividen como se observa en la figura 7.

De aquí en adelante se tratará la neocorteza, ya que esta es la porción de corteza de interés debido a que es la correspondiente al lóbulo temporal donde está contenida la corteza auditiva.

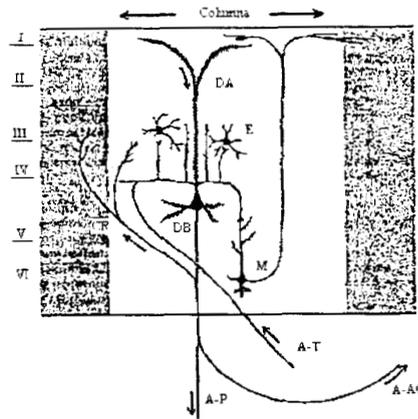


Figura 8

Organización columnar de la neocorteza; E: célula estrellada. M: célula de Martinotti. A: axón de neurona piramidal. A-AC: axón de neurona de asociación o comisural. DA: dendrita apical de neurona piramidal. A-P: axón de neurona de proyección. A-T: axón de neurona de un núcleo talámico específico. DB: dendrita basales de neurona piramidal. CR: rama colateral recurrente.

La neocorteza está organizada en seis láminas horizontales, las cuales se orientan de manera paralela a la superficie. Un detalle de estas láminas se observa en la figura 8; los números romanos indican las seis láminas horizontales. Los cuerpos celulares de las neuronas piramidales y estrelladas se encuentran de la lámina II a la IV, y cada neurona piramidal está orientada en un plano vertical [NSD93].

Sin embargo, las unidades funcionales básicas de la corteza cerebral son columnas verticales definidas fisiológicamente, como la observada en la figura 9; estas se extienden desde la superficie pial hasta la sustancia blanca.

No son columnas en el sentido arquitectónico, sino más bien largas barras tridimensionales de 0.5 mm de ancho y de largo variable. Cada columna está relacionada con una submodalidad funcional (p.ej. dominancia ocular) y es: a) el sitio de terminación de las fibras aferentes de otras áreas corticales y del tálamo, b) el origen de fibras eferentes que terminan en otras columnas corticales del mismo hemisferio (fibras de asociación), en la misma área cortical del hemisferio contralateral (fibras comisurales que pasan a través del cuerpo calloso y comisura anterior), y en los núcleos subcorticales del cerebro, tallo cerebral y

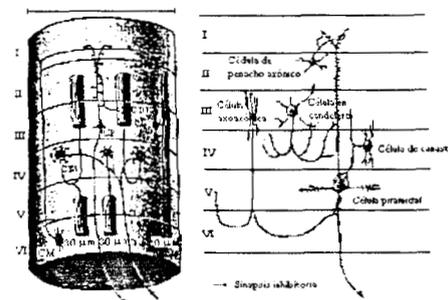


Figura 9

En la izquierda se observa la organización modular de la neocorteza; al lado arreglo de interneuronas corticales.

médula espinal (fibras de proyección).

En general, las principales capas receptoras o aferentes son las láminas I a IV, y las eferentes son las láminas V y VI. Las aferencias de la neocorteza se derivan sobre todo del tálamo, mientras que las eferencias que van a las regiones subcorticales se transmiten por las siguientes fibras: corticobulbares, corticorreticulares, corticonucleares y corticoespinales.

Las aferencias a las columnas de la neocorteza se derivan principalmente de otras áreas corticales, tálamo, locus ceruleus y núcleos del rafe del tallo cerebral. En general, las fibras de los núcleos talámicos de relevo primario terminan en una rica arborización dentro de la lámina IV y parte de la III; mientras que las fibras eferentes de otras áreas corticales concluyen en cada una de las láminas corticales [NSD93].

Desde el punto de vista funcional la corteza cerebral se divide en áreas descritas en término de diversos criterios estructurales y funcionales. Estas áreas son: a) áreas sensitivas, incluyendo las áreas sensitivas primarias, secundarias y de asociación, b) áreas motoras, entre las que se encuentran área motora primaria, premotora y motora suplementaria y c) áreas psíquicas y prefrontal. Las áreas sensitivas comprenden las cortezas somatosensoriales, visuales y auditivas; esta última se describe más adelante.

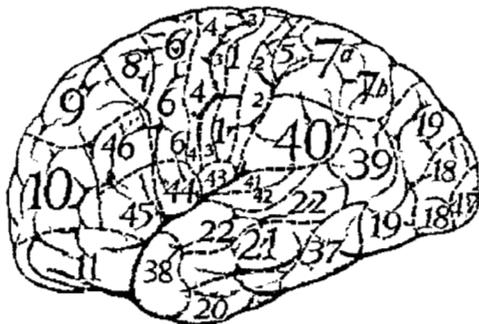


Figura 10

Áreas de Brodmann. mapa de la cara lateral izquierda de la corteza cerebral humana.

Otra forma de dividir la corteza es mediante el esquema denominado *áreas de Brodmann*, el cual se basa en la disposición neuronal según se aprecia en las preparaciones con tinción de Nissl; este método divide la corteza en 47 áreas. Tomando como referencia este esquema, hay muchos trabajos que confirman que la *corteza auditiva primaria* (CAP) se sitúa en el giro transversal de Heschl del lóbulo temporal (de aquí en adelante el giro de Heschl) en la región que corresponde al área 41 de Brodmann. En [CBR68] *Celesia et al.* realizó registros de potenciales evocados, entre los 26 a 40 mseg. de latencia, desde la corteza expuesta de

pacientes durante cirugía. Ellos encontraron que la región que respondía a la estimulación auditiva estaba comprendida por en el giro de Heschl, la parte posterior del giro temporal superior y el banco superior de la fisura de Silvio; sin embargo no poseían información suficiente para dividir esta región en partes.

En un trabajo posterior [CeP69] el mismo grupo realizó una exploración del plano temporal superior para determinar la naturaleza y ubicación de la corteza auditiva primaria. Allí realizó registros de potenciales evocados auditivos con electrodos, con contactos a distintas profundidades, implantados en la corteza. Ellos encontraron que siempre había respuesta cuando los electrodos se situaban entre los 56 a 69 mm. de la punta del lóbulo temporal; mientras que nunca se obtuvieron cuando los electrodos estaban ubicados anteriormente a los 35 a 42 mm. y posterior a los 72 mm.

Además el autor hace notar que los potenciales evocados fueron generados más cerca de la superficie lateral cuanto mas anterior era la posición del electrodo; esto significa que el área de respuesta auditiva está ubicada en forma oblicua de lateral - rostral a medial - caudal. Está área corresponde al giro de Heschl anterior y posterior, y de acuerdo a estos resultados conforman la CAP en el ser humano.

Más recientemente, *Liegeois-Chauvel et al* en [LMC91] realizó registros directos de potenciales evocados, entre los 13 a 26 mseg. de latencia, en 150 posiciones del giro temporal superior, especialmente en el giro de Heschl y el plano temporal. De acuerdo a los resultados se concluye que la CAP está comprendida por una parte restringida del giro de Heschl, específicamente la parte posterior - medial. Además este se encuentra escondido en la fisura de Silvio y no es visible directamente al abrir la duramadre en una intervención quirúrgica.

Esta región es una de las más altamente plegadas en el cerebro humano [GaS80], además el grado y patrón del plegado es extremadamente variable; ya sea entre cerebros así como también entre hemisferios de un mismo cerebro.

Generalmente existen gruesas asimetrías de la región auditiva entre hemisferio izquierdo y derecho; sobre todo en la parte caudal de la fosa de Silvio (la zona entre la parte del plano temporal superior caudal hasta el giro de Heschl) conocida como plano temporal [GaS80], donde el lado izquierdo es frecuentemente más grande que el derecho en sujetos diestros.

La *corteza auditiva secundaria* (CAS) corresponde al área 42 de Brodmann y tiene un umbral auditivo más alto que la CAP para la intensidad del sonido. Algunos estudios recientes indican que la CAS presenta mayor complejidad y se subdivide en al menos cinco áreas corticales en el lóbulo temporal.

El área 22 de Brodmann es la *corteza de asociación superior* (CAS); personas con lesiones en esta área presentan dificultad en la interpretación de los sonidos y el lenguaje hablado puede resultarles incomprendible [NSD93].

Resumiendo, se puede decir que la tonotopía es un principio general en la organización funcional del sistema auditivo [PBE95]; esto ha sido demostrado en animales [MeB73], [MKR73] y en seres humanos [RWK82], [PHL89], [BPP91].

### I.B.3. Fisiología de la audición

Para un completo entendimiento del funcionamiento del sistema auditivo, y como complemento de la descripción anatómica realizada, se describe la fisiología del mismo.

El oído humano funciona en un medio aéreo y por ello es comprensible que represente un aparato bastante eficiente para la recepción de sonidos transmitidos por el aire. Cuando funciona normalmente, es estimulado por ondas de presión que se transmiten a través del aire siguiendo el conducto auditivo externo hasta el tímpano o membrana timpánica, cuya superficie es de aproximadamente 70 mm<sup>2</sup>.

Entre la membrana timpánica y la ventana oval se encuentra la cadena de huesillos. El primero de ellos es el martillo, que se encuentra unido en un extremo a la membrana timpánica y por el otro extremo al yunque, este se encuentra unido al estribo que a su vez se inserta en la ventana oval de la cóclea.

Una vez excitada la ventana oval, el sonido se transmite a través de la perilinfa de la rampa vestibular en la cóclea, luego a través del helicotrema y sigue su recorrido en la rampa timpánica hasta la ventana redonda, el proceso se muestra en la figura 11. La ventana oval y la redonda trabajan de forma tal que cuando una se comba hacia adentro la otra se comba hacia afuera y viceversa, el movimiento hacia adentro y afuera se repite de acuerdo a

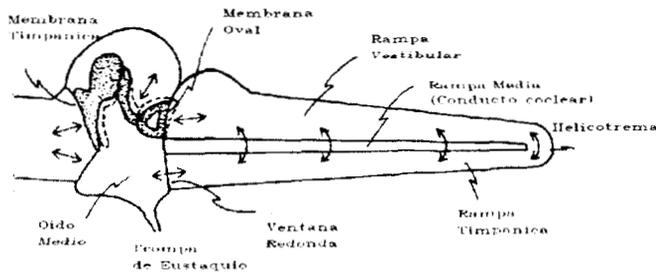


Figura 11

Transmisión del sonido en la cóclea. Esquema del oído medio e interno, se estiró la cóclea para una mejor visualización del proceso de transmisión.

las frecuencias del estímulo sonoro. En la cóclea es donde tiene lugar la transducción de energía mecánica en eléctrica; esta se produce como respuesta a una curvatura de los pelos sensorios de las CP. Esta curvatura produce una variación en el potencial de membrana de las células; si los PS se curvan hacia el cuerpo basal se produce una despolarización, mientras que si se curvan en el otro sentido se produce una

hiperpolarización, esto se observa en la figura 12.

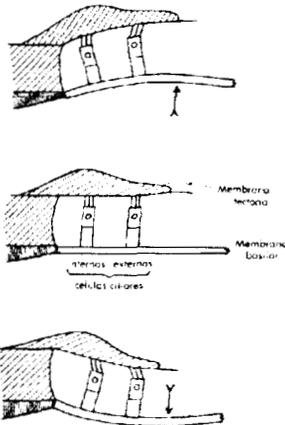


Figura 12

Tres instantes en el proceso de transducción

Los PS se curvan cuando la superficie superior de las CP se desplaza con respecto a la membrana tectoria; para explicar esto se han propuesto 2 modelos [Som86].

Uno de ellos se basa en la asunción de que la membrana tectoria está sujeta por un borde teniendo el otro libre. Cuando la membrana basilar vibra, el lado inferior de la membrana tectoria roza sobre la superficie superior de las células ciliadas, este modelo está representado en la figura 13.

El otro modelo asume que la membrana tectoria está sujeta en ambos extremos, de ser así, la membrana solo puede deslizarse sobre los PS de las células si el tejido que vibra se estira y se comprime alternadamente.

Aparentemente, el fenómeno de transducción es activo, ya que la energía eléctrica resultante es mucho mayor que la energía mecánica estimulante [Som86]. La excitación de las CP esta

determinada, en gran medida, por las excursiones de la membrana basilar; sobre la cuál actúan las ondas de presión oscilatorias resultantes de la transmisión del sonido en las rampas vestibular y timpánica.

Una propiedad muy importante de la membrana basilar es que responde selectivamente a distintas frecuencias; esto se debe en parte a las propiedades mecánicas de la MB y en parte a la sintonía mecánica y eléctrica de las propias CP [KSJ91].

La MB es elástica y tiene inercia, por lo tanto bajo la acción de una presión oscilatoria comenzará a vibrar; ésta es más tensa en su extremo angosto (base) que en su extremo apical más ancho (apex), de manera que las ondas transcurrirán desde la base hacia el apex.

La MB es mas rígida cerca de la ventana oval, donde su ancho es mínimo, por lo tanto tiene menor cantidad de masa por unidad de longitud. Esta característica hace que la membrana en esta región vibre con preferencia ante un estímulo de alta frecuencia. De esta forma, las vibraciones de alta frecuencia tendrán su máxima amplitud cerca del lugar donde las ondas comienzan a desplazarse, pronto disiparán la mayor parte de su energía y se desvanecerán en el camino no alcanzando nunca el vértice [BeT82].

Las vibraciones de baja frecuencia, por el contrario, comenzarán con una amplitud pequeña cerca de la base y la irán aumentando a medida que se acerquen al apex; de esta forma se tiene representadas las frecuencias audibles a lo largo de toda la cóclea.

Esta es una característica importante, ya que como consecuencia de ésta es posible hacer estudios que permiten evaluar el estado de una porción determinada de la cóclea estimulando el oído con un estímulo específico en frecuencia.

De lo expuesto se observa que la amplitud de las vibraciones en distintos puntos de la cóclea varía con la frecuencia del estímulo, y el grado al cuál es excitada una determinada célula pilosa es una función conjunta de su posición en la MB y de la amplitud del estímulo.

A manera de ejemplo, una célula pilosa ubicada cerca del apex de la cóclea nunca experimentará una vibración de alta frecuencia, ya que las altas frecuencias no llegan nunca hasta ese lugar; en cambio, una célula pilosa ubicada en la primer vuelta de la cóclea recibirá frecuencias altas y bajas, pero las frecuencias altas la excitarán mas que las bajas.

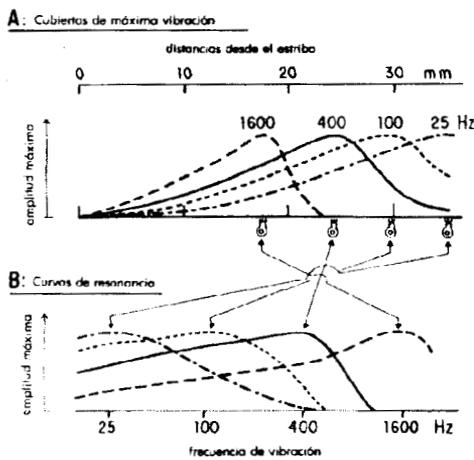


Figura 13

Relación entre las curvas de máxima vibración y resonancia de la MB.

único factor que influye en la excitación de las CP. Sin embargo, las propiedades mecánicas de los pelos sensorios y de la membrana tectoria que las cubre también influyen en la excitación de las CP; de hecho, la rigidez de los pelos sensorios, la masa y la elasticidad de la membrana tectoria varían de un extremo al otro de la cóclea.

Las excursiones máximas de la membrana basilar han sido mapeadas como una función de la distancia al estribo, para tonos de igual intensidad pero distintas frecuencias. Las curvas resultantes de este mapeo se denominan cubiertas de la onda de desplazamiento. Empleando los datos necesarios para la construcción de estas cubiertas, también se pueden graficar las amplitudes relativas de las excursiones para los distintos puntos sobre la MB como una función de la frecuencia del estímulo. Estas son las curvas de sintonía mecánica o curvas de resonancia mostradas en la figura 13.

La curva de resonancia de la membrana basilar describiría con precisión la excitación de las CP en función de la frecuencia, si este fuera el

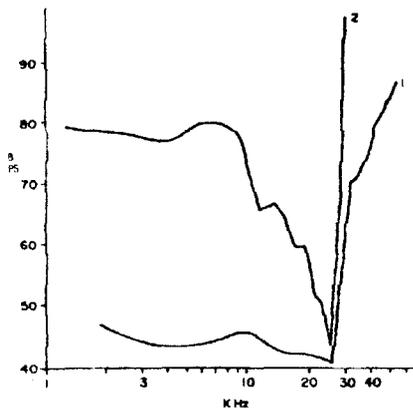


Figura 14

(1) Curva de resonancia en un punto de la MB. (2) curva de sintonía de una fibra nerviosa que inerva a la célula ciliada en ese punto.

Esta característica del complejo célula - membrana tectoria tiene el efecto de limitar la sintonía de las CP a un ancho de banda de frecuencias más estrecho que el del punto de la MB donde se encuentra la célula.

La curva de resonancia muestra los niveles de presión sonora relativos requeridos para hacer vibrar la membrana en ese punto a una amplitud dada para varias frecuencias de sonido; la curva de sintonía muestra el umbral de la fibra nerviosa a los estímulos sonoros de frecuencia variable.

Nótese que las curvas (1) y (2) tienen frecuencias de corte similares, pero del lado de las bajas frecuencias la curva (2) es mucho más escarpada que la curva (1) [Som86].

## I.C REPRESENTACIÓN TONOTÓPICA DE LA CORTEZA AUDITIVA: ESTADO DEL ARTE

Antes de describir el estado del arte es oportuno definir que se entiende por representación tonotópica o mapa tonotópico. Un mapa tonotópico es un caso particular de un mapa topográfico, donde una determinada magnitud está representada en una forma ordenada sobre una superficie o espacio.

En el caso del sistema auditivo, existe una representación de las frecuencias audibles en la membrana basilar en la cóclea; donde cada porción de la membrana está asociada a una frecuencia [KSJ91].

En forma análoga, existe una representación frecuencial a lo largo de las vías auditivas ascendentes y en la corteza auditiva; en la cual sucesivas posiciones en la corteza pueden ser relacionadas con posiciones sucesivas de la membrana basilar en la cóclea [RaS88].

En [MeB73], *Merzenich et al* realizaron registros de potenciales de acción extracelular de neuronas aisladas y de pequeños agrupamientos de estas en monos; ellos encontraron que existe una representación completa y ordenada de la cóclea en la corteza auditiva primaria. Dicha representación es de forma tal que una pequeña porción de la partición coclear se representa por una banda en la corteza auditiva. El apex coclear (bajas frecuencias) está representada rostral - lateralmente mientras que la base coclear (altas frecuencias) lo hace caudal - medialmente.

Alrededor de la CAP se han encontrado cuatro áreas auditivas, donde en dos de ellos existe una organización tonotópica. Trabajos similares a [MeB73] en gatos muestran idénticos resultados [MKR73].

En trabajos orientados al análisis de la organización citoarquitectónica de la corteza auditiva humana *Galaburda et al* [GaS80] encontraron similitudes entre el mono y el hombre; esto es muy importante ya que permite aplicar conocimiento relacionado con la fisiología animal al hombre.

*Romani et al* en [RWK82], utilizando análisis dipolar para determinar la posición de fuentes generadoras, mostraron que existe una organización tonotópica de la corteza

auditiva humana. En este trabajo se muestra que la profundidad de las fuentes generadoras de actividad cortical es una función logarítmica de la frecuencia de estimulación al igual que la posición relativa en la corteza auditiva.

Esto último sugiere un mapeo directo de la cóclea en la corteza y esto es muy importante considerando el objetivo de esta tesis. En trabajos orientados en este sentido *Bertrand et al* en [BPP91] y *Pantev et al* en [PBE95] han confirmado estos resultados.

En [PBE95] se realizaron registros de potenciales evocados auditivos de latencia media y respuesta auditiva lenta, además utilizaron análisis dipolar para determinar la ubicación de los generadores de las ondas que componen los potenciales mencionados anteriormente. Ellos encontraron que el generador de la onda Pa (alrededor de los 30 ms) de los potenciales de latencia media se ubican en la región correspondiente a la CAP.

Además, analizando la onda Pa en posiciones ubicadas sobre un eje frontal - occipital, encontraron que el máximo de dicha onda se desplaza hacia adelante cuando la frecuencia de la señal acústica de estimulación aumenta, y hacia atrás cuando la frecuencia disminuye; este resultado indicaría una representación tonotópica de la onda Pa en la CAP.

Este último es un resultado importante, ya que permitió inferir que la onda Pa es una buena elección para realizar un análisis de esta en registros de PEALM, en varias posiciones del cuero cabelludo, para obtener información sobre una representación tonotópica en la CAP.

## I.D PROPUESTA

Inicialmente se consideraron dos alternativas para atacar el problema planteado en la primera sección; una es la que se consideró finalmente y será expuesta más adelante, la otra contemplaba la utilización de potenciales evocados auditivos de tallo cerebral como medio para obtener información audiométrica.

Esta última consistía en registrar, utilizando estímulos específicos en frecuencia como tonos ráfagas, estos potenciales para determinar el estado audiométrico del paciente analizando sobre todo la onda V de estos. Esta opción se descartó debido a que no hay consenso todavía sobre la morfología de los potenciales de tallo cuando se utilizan estímulos específicos en frecuencia; por lo tanto, si no se tenía un patrón para comparar los registros realizados iba a resultar muy difícil el análisis de estos. La alternativa que se consideró para resolver el problema planteado se expone a continuación.

De lo expuesto hasta ahora en este capítulo, queda claro que a lo largo de las vías auditivas se mantiene una representación tonotópica; esta característica es la que se piensa utilizar para obtener información audiométrica en forma objetiva.

El razonamiento que se llevó a cabo para hacer esta propuesta es que si se analiza la representación tonotópica en la corteza auditiva, entonces de alguna manera se estaría observando el estado audiométrico del paciente. En otras palabras, el papel de la representación tonotópica en la corteza en esta tesis es el de un intermediario para lograr el objetivo planteado en la primera sección de este capítulo.

Simplificando el complejo proceso de traslado de la información desde la cóclea hasta la corteza auditiva, uno puede pensar que si en un sujeto se estimula una porción limitada de la cóclea entonces debe activarse una porción limitada de la corteza auditiva. Como hay una representación tonotópica en la corteza auditiva, es decir que para cada frecuencia de una señal acústica de estimulación hay una zona distinta de corteza auditiva

que se activa, entonces es posible detectar diferencias en las amplitudes de determinadas ondas del registro de PEALM en función de la frecuencia de estimulación y de la posición del electrodo que se está analizando.

El objetivo final de esto es identificar una representación tonotópica en pacientes normales de forma tal de utilizarla como patrón para hacer un diagnóstico diferencial.

Ahora bien, cuando se comenzó a hablar de representación tonotópica, surgió de manera natural una pregunta muy importante : *¿cómo obtener información adecuada sobre dicha representación tonotópica?*

Responder esta pregunta en forma teórica implicó una detallada búsqueda bibliográfica y análisis de muchos artículos, pero tratar de responderla con hechos implicó una tarea más ardua ; ya que hay que considerar que en el laboratorio sólo estaba la cámara anecoica, un promediador clínico Nicolet CA 1000 y la computadora que se utilizó para realizar la adquisición de las señales.

Lo que se quiere decir es, que para probar las hipótesis de trabajo hubo que armar todo un sistema de adquisición de potenciales evocados ; si bien esta tarea llevó gran parte del tiempo de desarrollo de la tesis en esta sección se dará énfasis a la parte audiológica de la misma.

Como resultado de la búsqueda bibliográfica se concluyó que la forma de obtener información sobre representación tonotópica en la corteza auditiva era a través de registro de potenciales evocados auditivos de latencia media.

Pero en este punto hubo que responder otra pregunta importante, la cuál fue *¿que analizar en los registros de PEALM?*

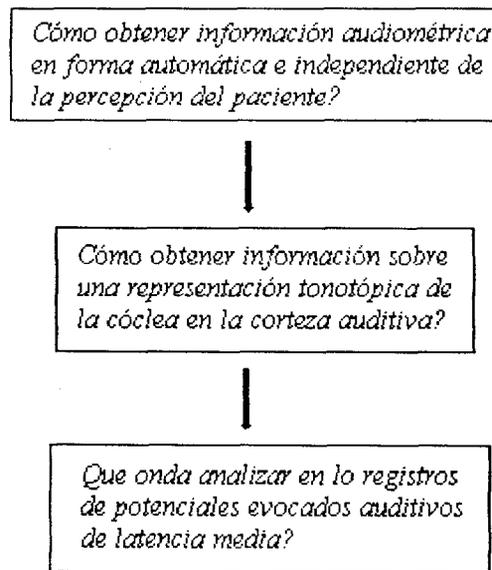


Figura 15

Razonamiento llevado a cabo para definir la tesis en función del problema planteado.

En resumen, el conjunto de preguntas enunciadas anteriormente, y que se sintetizan en la figura 15 ; definen el razonamiento que se llevó acabo en esta tesis.

En forma paralela al problema audiológico, también se definió una metodología de registro de potenciales evocados auditivos que permite iniciar el camino hacia el desarrollo del sistema de adaptación automática de ayudas auditivas.

El grupo de trabajo en este tema es consciente que ha habido grandes avances en este tema, pero también es consciente que para lograr resultados a veces es necesario recorrer el camino que otros ya recorrieron; para ser mas claro *“hay que aprender a caminar antes de empezar a correr”*.

A lo largo de lo siguientes capítulos se irán justificando los puntos que esta sección no han quedado claros; como por ejemplo porque registrar PEALM y porque analizar la onda Pa de estos.

## II. METODOLOGÍA

---

### II.A REGISTROS.

#### II.A.1 Justificación de la elección de PEALM.

En secciones anteriores se mencionó el registro de PEALM, en varias posiciones del cuero cabelludo, como instrumento para obtener información sobre la representación tonotópica de la corteza auditiva. Hasta el momento no se ha justificado esta decisión y es lo que se expondrá en esta sección.

Esta decisión está soportada por el hecho que se parte de la hipótesis que los PEALM brindan información de la corteza auditiva primaria, en este sentido hay un consenso general entre varios investigadores que tales potenciales son generados en esta zona de la corteza cerebral.

En [CBR68] *Celesia et al* muestra que los potenciales, generados con clicks, con latencia correspondiente a PEALM son generados en la corteza auditiva, aunque en ese momento no se disponía de suficiente información para determinar exactamente en que parte de la corteza se generaban.

Realizando registros corticales directos de potenciales evocados auditivos con estimulación monoaural, *Liegeois-Chauvel et al* muestra en [LMC91] que los generadores se ubican en el giro de Heschl de ambos lóbulos temporales en el rango de latencias de 12 a 37 mseg. Esto permite concluir que los PEALM tienen su origen en la zona de la corteza auditiva y, de acuerdo a los resultados publicados por *Cohen* [Coh82] los generadores están ubicados en forma simétrica en ambos lóbulos.

Los trabajos mencionados anteriormente indican que los PEALM son adecuados para utilizarse en esta tesis debido a su origen cortical. En estos se utilizaron clicks como estímulo, el cuál no es específico en frecuencia y por lo tanto no se obtuvieron conclusiones acerca de una representación tonotópica de la corteza auditiva.

Se ha justificado que los PEALM son registros adecuados, pero no se ha dicho nada con respecto a estos en cuanto a su morfología.

Un estímulo auditivo adecuado produce una serie de respuestas evocadas transitorias a lo largo del camino auditivo; las mas tempranas se producen dentro de los primeros 10 mseg. que siguen al estímulo y se denominan *potenciales evocados auditivos de tallo cerebral* (PEATC). Seguidas a los PEATC se pueden registrar una serie de activaciones corticales superpuestas correspondientes a los PEALM, con latencias entre los 10 y 60 mseg. después de la aplicación del estímulo; y seguidos a estos se registran los *potenciales evocados auditivos de latencia larga* (PEALL) con latencias de más de 80 mseg.

En la figura 16 se observa un registro de PEALM en el que se puede ver claramente la onda Pa ubicada a una latencia de 26.6 mseg, en el capítulo III se presenta una caracterización mas detallada de los registros de PEALM.

## II. Metodología

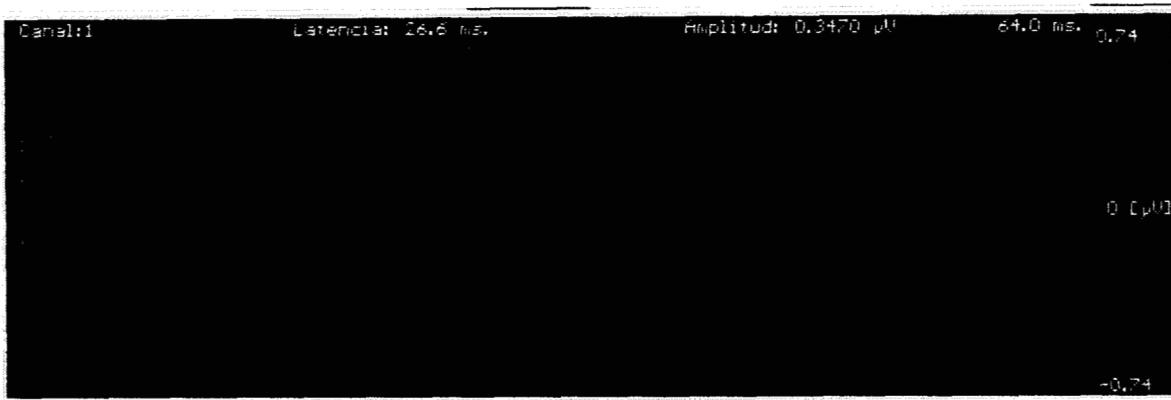


Figura 16

Registro de PEALM realizado en la posición Cz. El bajo valor de amplitud en Pa (señalado con los cursores) puede deberse a una alta impedancia de contacto asociada a con un número muy grande de épocas promediadas.

### II.A.2 Montaje de electrodos.

Definido el tipo de registros que había que realizar, y que además para obtener información sobre tonotopía de la corteza auditiva es necesario realizarlos en varias posiciones del cuero cabelludo; inmediatamente surgieron preguntas cómo “¿se pueden ubicar los electrodos en cualquier parte de la cabeza?”, si no es así... “¿donde ubicarlos?”.

La respuesta a la primera pregunta es no, ya que de ubicarlos en cualquier parte se tornaría muy difícil tratar de repetir experimentos, tanto para nuestro grupo como para otros.

Afortunadamente existe un estándar que permite ubicar los electrodos en posiciones normalizadas sobre el cuero cabelludo, este se denomina sistema 10-20 y es aceptado internacionalmente [CrP75].

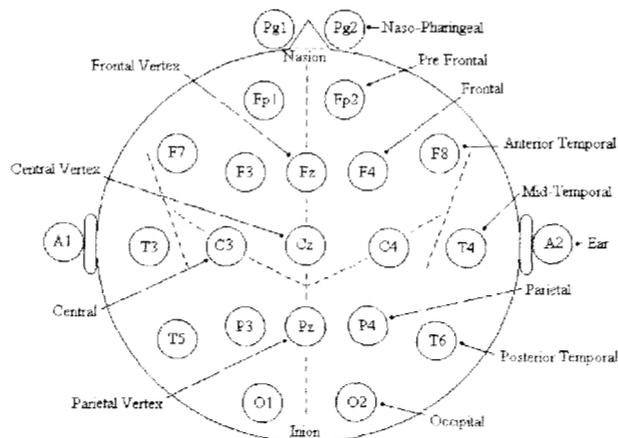


Figura 17

Distribución de electrodos del sistema 10-20.

Si bien el sistema 10-20 permite una primera aproximación para determinar la posición de electrodos, hay que considerar que finalmente la ubicación de estos está determinada en gran medida por el objetivo de la tesis. De acuerdo a esto, lo mas conveniente es tener una buena cantidad de electrodos cubriendo los lóbulos frontales y

temporales para poseer mayor información de lo que ocurre en la corteza auditiva, y como se observa en la figura 17 el sistema 10-20 brinda muy pocas posibilidades.

Se podría poner en duda el hecho de colocar electrodos solamente en las posiciones indicadas por este sistema, pero la ventaja de utilizar este sistema es que permite comparar resultados con otros grupos de investigación; ya que todos utilizan el sistema 10-20 como referencia para colocar sus electrodos.

Para casos como el que nos ocupa es conveniente utilizar una extensión de este sistema que permite colocar un número mayor de electrodos como se ve en la figura 18.

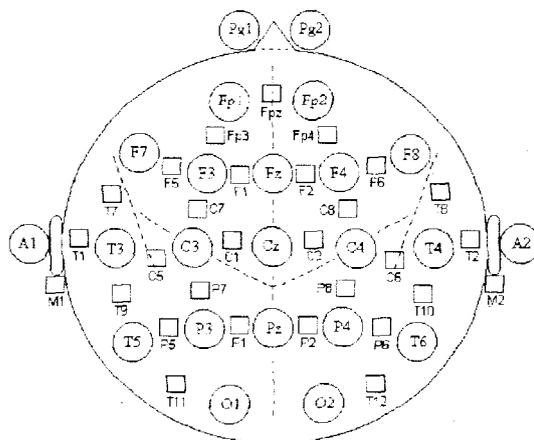


Figura 18  
Distribución de electrodos del sistema 10-20 extendido.

Si bien esta extensión del sistema es muy conveniente, en el caso que se utilicen electrodos de copa este presenta el problema de la colocación de estos; ya que (dependiendo de la cantidad) se invierte mucho tiempo en la colocación y además es más difícil mantener las impedancias de contacto en valores razonables.

Una forma de solucionar el problema de colocación e impedancias es utilizando colodion al momento de colocar el electrodo [CrP75]. Otra es utilizando una gorra del tipo Electro Cap de 32 o mas electrodos; en esta caso hay que considerar que adquirir una de estas gorras es muy costoso.

Para la realización de los registros en esta tesis se utilizó una gorra Electro Cap, si bien solucionó el problema de colocación de electrodos también limitó la cantidad de canales de registro a utilizar y definió las posiciones de los electrodos. Esto es así porque la gorra utilizada es de 16 canales y no se pueden colocar electrodos adicionales para aumentar el número de canales a registrar.

En cuanto a las posiciones de los electrodos, inicialmente se pensó en colocar todos los electrodos sobre un hemisferio y en la línea central, de forma tal de tener una buena resolución espacial sobre el área auditiva. No se hizo así porque con esta configuración no se puede estudiar las diferencias inter hemisféricas en los registros de PEALM, y además la utilización de la gorra fue un factor determinante en este sentido.

Esto definió las posiciones de los electrodos, ya que estos están fijos en una posición sobre la gorra y no se pueden cambiar; hay que aclarar que las posiciones sobre la gorra respetan el sistema 10-20 estándar.

La mayoría de las posiciones están determinadas por la gorra Electro Cap, no así la que corresponden a las posiciones de los electrodos de tierra y referencia. En lo que se refiere al primero, se eligió la frente (Fpz) por ser una posición que utilizan la mayoría de los investigadores en este campo, esta situación permite realizar comparación de resultados con estos.

Definir la posición del electrodo de referencia no es tan simple como el caso anterior, ya que hay razones mas fuertes para elegir la punta de la nariz como posición para este. Inicialmente no se le prestó atención a esta situación, pero luego se observó que es de gran importancia cuando se trata de registros de PEALM [Nuñ90].

La caracterización exacta de la distribución de los potenciales evocados auditivos humanos en el cuero cabelludo es crucial en la inferencia de sus fuentes generadoras neuronales [WoW82].

Aunque hay varios trabajos referidos a estudios topográficos de estos, todavía no hay un consenso general en lo que refiere a un sitio adecuado para el electrodo de referencia, y esto ha conducido a conclusiones conflictivas acerca de las distribución de los potenciales y por lo tanto de sus fuentes generadoras [WoW82].

Es conveniente explicar el concepto de registro con referencia verdadera, el cuál básicamente es un registro que requiere un conductor de volumen relativamente homogéneo y grande ; y una contribución despreciable de la fuente de actividad en el electrodo de referencia. [Nuñ90].

Suponiendo válida la primera condición, un sitio que parece adecuado de acuerdo a lo expuesto anteriormente es la punta de la nariz ; no por ser el único que cumple relativamente bien estas condiciones, sino porque además hay que contemplar otros factores.

Para ser mas explícito, la ubicación del electrodo de referencia influye sobre la magnitud de las líneas isopotenciales de una distribución de potencial en el cuero cabelludo en un instante dado, pero no sobre el patrón de corriente. El patrón de corriente depende de las propiedades del conductor de volumen y de la distribución de las fuentes generadoras [Nuñ90].

En la figura 19 se muestra este fenómeno así como también el hecho de que los gradientes de dicha distribución no son afectados por la ubicación del electrodo de referencia [Nuñ90].

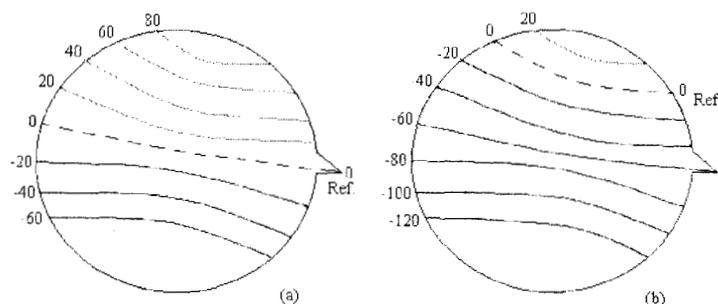


Figura 19

Vista lateral de un mapa isopotencial de un registro hipotético. (a) referencia en la nariz, (b) referencia en la frente. En ambos casos se observa la misma distribución de gradientes pero cambian las magnitudes de la líneas isopotenciales. (Adaptado de [Nuñ90]).

## II. Metodología

Como consecuencia de lo expuesto anteriormente se decidió utilizar la punta de la nariz como posición para el electrodo de referencia, de esta forma se espera visualizar mejor la inversión de la onda Pa en los electrodos ubicados sobre los lóbulos temporales. El resto de los electrodos se colocaron sobre ambos hemisferios sacrificando la resolución espacial, por lo que esto queda planteado para una próxima etapa.

Se utilizaron 16 electrodos de Ag-AgCl, 14 de estos colocados en la gorra Electro Cap, en las siguientes posiciones del sistema 10-20 : Cz(+), Fz(+), C3(+), C4(+), T3(+), T4(+), T5(+), T6(+), F3(+), F4(+), O1(+), O2(+), M1(+), M2(+), Fpz( $\neq$ ) y la referencia en la punta de la nariz (-).

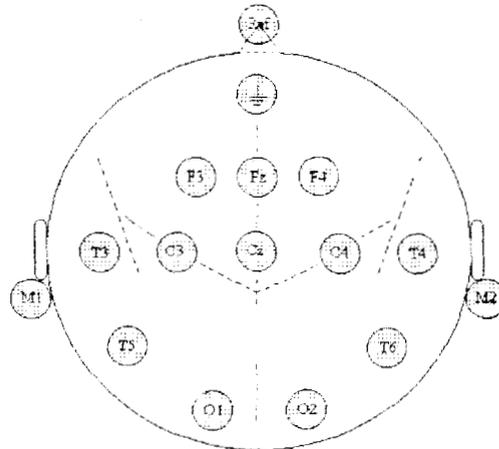


Figura 20  
Distribución de electrodos utilizada en los registros.

Como se observa en la figura 20, se intentó cubrir lo mejor posible el lóbulo frontal y los temporales en ambos hemisferios con los 14 canales con que se disponía.

### II.A.3 Descripción del sistema de adquisición.

El sistema de adquisición utilizado para realizar los registros está compuesto por los siguientes componentes :

- electroencefalógrafo Grass de 32 amplificadores distribuidos en 2 módulos de 16; se utilizó solo un módulo del cuál se usaron 14 amplificadores.
- estimulador Nicolet modelo NIC 1002.
- computadora PC AT 486 de 66 MHZ.
- medidor de impedancia Grass modelo EZM3, audífonos Telephonics TDH 39 y gorra Electro Cap de 16 canales.
- cámara anecoica de 3 mts. x 2.5 mts.

## II. Metodología

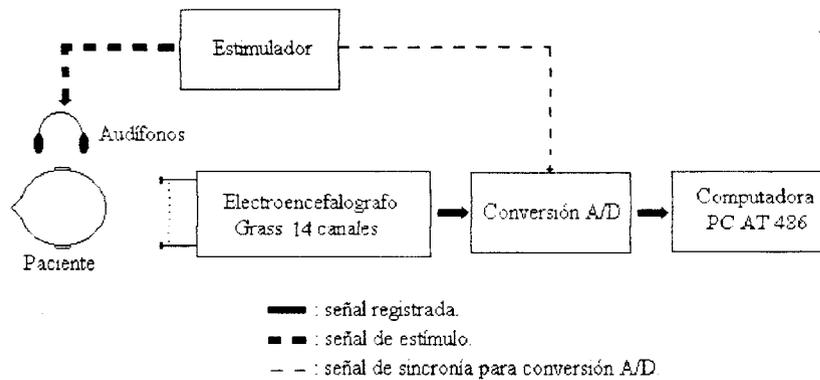


Figura 21

Esquema del sistema de adquisición utilizado.

Los módulos del esquema interactúan de la siguiente manera: a través del estimulador se aplica un estímulo acústico al paciente (mediante los audifonos), simultáneamente con esto se produce la lectura de un pulso de sincronismo desde el estimulador que dispara la adquisición de la señal. Para esto se diseñó un circuito muy simple que permite leer el pulso de sincronismo desde el estimulador.

### II. A.4 Parámetros de estimulación.

La estimulación se realizó mediante estímulos específicos en frecuencia como los tonos ráfagas. Es indispensable emplear este tipo de estímulos ya que se busca correlacionar la frecuencia de la señal de estímulo con una zona de corteza cerebral activa para esa frecuencia. Los tiempos de subida, bajada y meseta del estímulo; así como la frecuencia de repetición e intensidad del estímulo, se definieron en base a la bibliografía consultada [PBE95]. El registro de PEALM implica un alto grado de sincronización neural, esto se logra con estímulos del tipo click, pulsos gaussianos y tonos ráfagas.

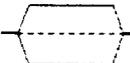
Parámetro	Descripción
Estímulo	Tonos ráfagas con envolvente trapezoidal. 
Tiempo de meseta	44 mseg.
Tiempo de subida y bajada	3 mseg.
Intensidad	65 dB SL.
Frecuencia de portadora	500, 1000 y 4000 Hz.
Frecuencia de repetición	5.4 mseg.
Repeticiones	1200 para cada frecuencia.
Oído estimulado	Derecho.
Enmascaramiento	No se utilizó.
Tipo de auriculares	TDH 39.

Tabla 1 - Parámetros de estimulación.

Se estimuló el oído derecho para evaluar las ventajas de la asimetría que se presenta generalmente entre hemisferios en pacientes diestros y para investigar las diferencias

## II. Metodología

interhemisféricas en los registros para el caso de estimulación monoaural. Además considerando el objetivo final de esta tesis y su continuación (realizar una audiometría objetiva), es razonable estimular un solo oído por vez.

### II. A. 5 Parámetros de adquisición y acondicionamiento de señal.

Los parámetros de acondicionamiento y adquisición utilizados se muestran en la tabla 2.

Parámetro	Descripción
Ancho de banda.	5 - 300 Hz.
Filtro notch de 60 Hz.	No se utilizó.
Ganancia	12 E+4
Canales adquiridos	0 al 13.
Frecuencia de muestreo por canal	4000 Hz.
Ventana de registro	64 mseg.
Muestras adquiridas por canal	256
Nivel de rechazo por artefacto	50 $\mu$ V

Tabla 2 - Parámetros de acondicionamiento y adquisición de señal.

Es conveniente aclarar que se fijó un nivel de rechazo por artefacto de 50  $\mu$ V para tratar de promediar la mayor cantidad de épocas posibles y lograr una buena relación señal a ruido. De esta manera solo quedan afuera del promedio las épocas demasiado ruidosas.

### II. A. 6 Promediación.

Los PEALM son registrados en distintas posiciones mediante electrodos de superficie conectados a las entradas de los amplificadores del electroencefalógrafo, luego son convertidos a señal digital y finalmente promediados vía software en la computadora.

La causa por la cuál deben promediarse es que la actividad eléctrica registrada desde el cuero cabelludo, después de un estímulo acústico, contiene la señal de interés (PEALM) y actividad eléctrica no correlacionada o señal de ruido; este ruido está compuesto por *electroencefalograma* [EEG] espontáneo, actividad muscular e interferencia eléctrica [PLH83].

En esta situación se están registrando 2 señales simultáneamente con el inconveniente que la *relación señal a ruido* (RSR) es muy baja; el EEG tiene una amplitud aproximada de 20  $\mu$ V mientras que la amplitud de la onda Pa es de aproximadamente 1  $\mu$ V. Además, el espectro de frecuencias de estas señales está superpuesto, por lo cuál es imposible eliminar el ruido mediante un proceso de filtrado convencional.

En estos casos se utiliza lo que se denomina promediación coherente, esta consiste en registrar la actividad eléctrica del cuero cabelludo en forma sincronizada con el estímulo aplicado.

Hay 3 premisas básicas que deben suponerse para que esto tenga validez: a) la señal de PEALM y el ruido deben sumarse linealmente, b) la señal de PEALM es igual en cada época, o en otras palabras es estable y c) el ruido es blanco con valor medio cero [PLH83].

Considerando esto, se deduce que durante el proceso de promediación la señal de interés permanece constante, mientras que el ruido va disminuyendo dado que tiene una

forma de onda diferente en cada época. Para una justificación mas detallada del proceso de promediación coherente ver [PLH83] y [Bog85].

La promediación mejora la RSR inicial de acuerdo a la siguiente ecuación:

$$(RSR)_p = (RSR)_i \cdot \sqrt{N} \quad (1)$$

donde  $RSR_p$  es la relación señal a ruido después de la promediación,  $RSR_i$  es la relación señal a ruido inicial y  $N$  es la cantidad de épocas promediadas [Bog85]. Suponiendo una  $RSR_p=1$  y una  $RSR_i=0.05$ , entonces se necesita promediar alrededor de 400 épocas; en todos los registros realizados se promediaron mas de 800 épocas, por lo tanto se logró un buen mejoramiento de la RSR.

Hay que comentar algunos factores que influyen en el mejoramiento de la RSR. En primer lugar, en la ecuación (1) la raíz cuadrada que aparece se aplica solo cuando el ruido es del tipo estacionario, en la realidad tanto el EEG cómo el *electromiograma* [EMG] no cumplen estrictamente esta condición.

Otro factor es la estabilidad de la señal de PEALM, en el caso de los PEATC puede asumirse que esta premisa se cumple bastante bien; pero no así en el caso de los PEALM. En el caso que se produzca variabilidad en la señal de PEALM, esta puede manifestarse como cambios en la amplitud y morfología de sus componentes; estos efectos pueden acentuarse cuando aumenta el número de épocas promediadas [Bog85].

#### II.A.7 Realización.

Los registros se realizaron en el interior de una cámara anecoica, los pacientes permanecieron acostados durante todo el tiempo que duraron los registros y se les instruyó para que permanecieran lo mas quietos posibles, tranquilos, con los ojos cerrados y que evitaran pasar saliva.

Además se les pidió que en lo posible trataran de dormirse, esto se debe a que los reflejos musculares del cuero cabelludo están atenuados durante el sueño [PHK74] permitiendo una mejor calidad de registro. En [PHK74] *Picton et al* mostró que para obtener registros de PEALM claros es mas fácil con el paciente dormido que despierto tratando de relajar su musculatura voluntariamente.

En el contexto de esta tesis, un registro se entiende como la adquisición de 1200 épocas para una frecuencia determinada de la señal de estimulación; en todos los casos se realizaron los registros con el siguiente orden : primero el registro con el estímulo de 500 Hz, luego con 1000 Hz y finalmente con 4000 Hz.

Es importante aclarar ciertos aspectos de la realización de los registros que influyeron sobre la calidad de estos.

Como se observa en la tabla 1, se utilizó una frecuencia de repetición de estímulo igual a 5.4 estímulos por seg., y se adquirieron 1200 épocas para cada uno de los estímulos utilizados. Teniendo esto en cuenta, se puede calcular que la duración de un registro es de un poco menos de 4 minutos.

Lamentablemente hubo restricciones en la computadora utilizada que provocó que los registros durarán mas de lo mencionado, produciendo cansancio en los pacientes y por lo tanto registros no tan buenos como los que se esperaban.

El hecho de utilizar una PC AT 486, sumado a un disco duro relativamente lento, tuvo como consecuencia un aumento del tiempo de grabación de cada época y que se

perdieran estímulos durante este proceso. Como consecuencia de esto la duración de los registros fue de casi 8 minutos en la mayoría de los casos.

Otra restricción fue que el espacio disponible en el disco duro era un poco superior al espacio necesario para almacenar los 3 registros a realizarse en cada paciente. En primera instancia esto no parecía ser un inconveniente, pero con el correr de los registros quedó en evidencia que el segundo y tercer registro tardaban más tiempo que el primero. La causa de esto es que al quedar menos espacio disponible en el disco rígido (después del primer registro) se dificulta la tarea de grabación con el consecuente aumento en el tiempo de registro.

Este inconveniente se solucionó mediante 2 procesos realizados después de cada registro: primero se comprime el registro realizado (1200 archivos, uno por cada época) y luego se defragmenta el disco duro para optimizar la distribución de la información y mejorar el proceso de grabación. En total ambos procesos duraban aproximadamente 6 minutos.

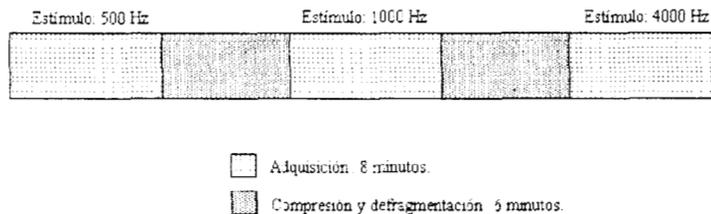


Figura 22  
Secuencia de procesos durante la adquisición de registros para 500 Hz, 1000 Hz y 4000 Hz de frecuencia de estimulación.

Como consecuencia de lo expuesto anteriormente el tiempo total de registro para todas la frecuencias de estimulación utilizadas fue de 40 minutos aproximadamente ; lo cuál representa un tiempo muy largo para una persona que debe estar quieta y lo mas tranquila posible.

## II.B PROTOCOLO DE INCLUSIÓN DE PACIENTES.

El protocolo de inclusión de pacientes está formado por los siguientes criterios :

- Ausencia de enfermedades otológicas y/o neurológicas.
- Umbral audiométrico no mayor a 15 dB SL.
- Umbral con PEATC no mayor a 20 dB SL
- Pacientes diestros.
- Edad de pacientes.
- Población de pacientes.

### II.B.1 Ausencia de enfermedades otológicas y/o neurológicas.

Esta condición es imprescindible, ya que en esta tesis se desea trabajar con pacientes normales desde el punto de vista auditivo. Concretamente se interrogó a los pacientes si tuvieron algún tipo de patología de las mencionadas anteriormente; en caso de responder afirmativamente se los excluía de la base de datos de pacientes.

## II. Metodología

### II.B.2 Umbral audiométrico.

Los exámenes de audición con tonos puros realizados con un audiómetro son una extensión electrónica de algunos conceptos desarrollados por las pruebas de diapasón de Schwabach y Rinne [Mar94]. Dichos exámenes realizados con un audiómetro se denominan *audiometría tonal* o simplemente *audiometría*.

Las audiometrías realizadas no tuvieron fines diagnósticos, sino que se realizaron para determinar los umbrales de audición para distintas frecuencias de estimulación. Este procedimiento consiste en determinar, para cada una de las frecuencias exploradas, el menor nivel de intensidad de sonido que el paciente percibe.

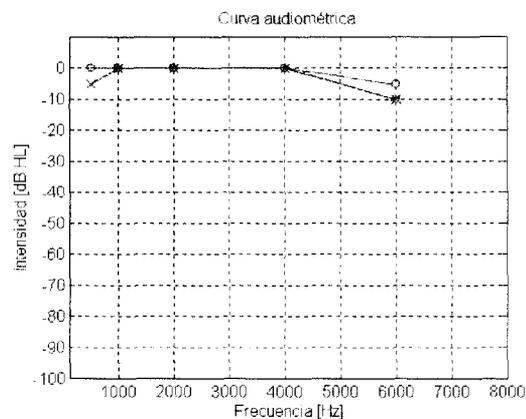


Figura 23

Presentación de una audiometría, esta corresponde al paciente AC. En el gráfico el oído derecho se presenta en rojo y el izquierdo en azul.

Las audiometrías fueron realizadas de la siguiente manera:

- Se realizaron en una cámara anecoica con una disposición examinador - paciente como la mostrada en la figura 24.

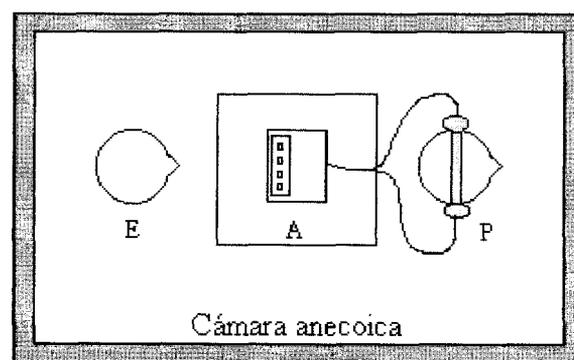


Figura 24

Disposición del examinador (E) y del paciente (P) durante la realización de una audiometría. (A) : audiómetro.

- Las frecuencias de los tonos que se utilizaron fueron 500, 1000, 2000, 4000 y 6000 Hz.

- Se estimuló un oído por vez, en todos los casos se examinó primero el oído derecho y luego el izquierdo. Se comenzó con la frecuencia de 1000 Hz y se fue aumentando hasta 6000 Hz, luego se examinó con 500 Hz.
- Se estimuló a intensidades mayores o igual a 0 dB HL ; esto se debe a que el audiómetro con que se contaba no contemplaba la posibilidad de estimular a intensidades menores.
- Se instruyó al paciente para que levante la mano del lado del oído con el que estaba escuchando.

II.B.3 Umbral auditivo en PEATC.

Son muchas las aplicaciones clínicas de los PEATC , una de las mas interesantes desde el punto de vista de esta tesis es la determinación del umbral auditivo. En pocas palabras, lo que se trata de determinar es la intensidad de estimulación para la cual la onda V desaparece del registro de PEATC. Entrando más en detalle, esto permite determinar la existencia de hipoacusias, por supuesto que para llegar a esta conclusión se complementa los registro de PEATC con audiometrías.

Hay dos tipos de hipoacusias : a) de transmisión, producidas por lesiones en el oído externo o en el oído medio. Estas se expresan en el registro por una elevación del umbral auditivo, las amplitudes disminuyen respecto a los valores normales y la latencias absolutas de todas las ondas aumenta aunque se mantienen constantes las latencias relativas ; y b) sensoriales, producidas como consecuencia de lesiones en el oído interno, puede ser por daño en las células ciliadas o en las fibras nerviosas que las inervan.

Para un mejor entendimiento del porqué se utilizaron PEATC, se exponen algunos conceptos sobre potenciales evocados auditivos de tallo cerebral.

Los PEATC son una sucesión de 7 ondas que se producen dentro de los 10 mseg. que siguen a la aplicación de un estímulo acústico, estos reflejan los eventos eléctricos que transcurren en el nervio auditivo y en de las vías auditivas ascendentes en el tallo cerebral [BoM85]; a las distintas ondas del registro se las designa con números romanos del I al VII [BoM85].

Propiedades	Descripción
Latencias de las ondas estables	Esto los convierte en un examen muy sensible a cualquier proceso que altere el funcionamiento de las vías auditivas.
Insensibilidad a los cambios de atención	No se modifica la conformación por cambios en la atención o distracción del paciente.
Posibilidad de registro bajo sueño	No se advierte diferencia entre los registros de vigilia y sueño. Esto es muy útil cuando se trata de estudiar niños o pacientes con trastornos mentales que no colaboran con el estudio.
No son afectados por los medicamentos	En el caso que el paciente este bajo medicación no necesita abandonarla; y además brinda la posibilidad de efectuar el estudio bajo sueño inducido
Las ondas son de origen neurogénico	Se sabe con razonable exactitud la región anatómica que produce a cada una de ellas. Estas propiedades posibilitan el diagnóstico de las lesiones de tallo que involucran las vías auditivas.

Tabla 3 - Propiedades de los PEATC.

Estos potenciales se registran mediante electrodos ubicados en ambas apófisis mastoides y en vertex (Cz); no siendo esta la única distribución de electrodos posible. El registro de estos potenciales se denomina de campo lejano, debido a la distancia existente entre los electrodos sobre el cuero cabelludo y los generadores anatómicos de dichos potenciales ubicados en el tallo cerebral.

Los PEATC tienen propiedades únicas (ver tabla 3) que los hacen muy útiles en la práctica clínica, tanto en el campo de la neurología como en el de la audiolgía.

Los registros de PEATC para determinación de umbral auditivo se realizaron de la siguiente manera:

- Los registros se realizaron en la cámara anecoica con el paciente acostado.
- La distribución de electrodos fue la siguiente : Cz (+), M2 (-) y M1 ( $\pm$ ).
- Los parámetros de estimulación y acondicionamiento de la señal registrada se observan en la tabla 4.
- En todos los casos se evaluó primero el oído derecho y luego el izquierdo.
- En todos los casos se comenzó con una estimulación a 70 dB SL y luego se fue bajando la intensidad en pasos de 20 dB SL hasta una intensidad en la cual no se distinguía la onda V de la señal de PEATC.

Parámetro	Descripción
Estímulo	Clicks de condensación de 100 $\mu$ seg. de ancho, monoaural.
Enmascaramiento	No se utilizó.
Frecuencia de repetición	21 estímulos por segundo.
Nº de promediaciones	2000.
Banda de paso	150 Hz - 3000 Hz.

Tabla 4 - Parámetros de registro de PEATC.

#### II.B.4 Pacientes diestros.

Esta característica de los pacientes se consideró como uno de los criterios del protocolo de inclusión debido a que generalmente existen gruesas asimetrías de la región auditiva entre hemisferio izquierdo y derecho de un individuo; sobre todo en la parte caudal de la fosa de Silvio conocida como plano temporal [GaS80].

En individuos diestros, la corteza auditiva izquierda puede llegar a ser hasta tres veces más grande que la derecha [RaS88] ; esto es interesante ya que permite una mayor zona de registro sobre el hemisferio izquierdo en pacientes con esta característica.

Si bien no es algo que influya demasiado sobre los resultados obtenidos hasta ahora, será importante en una etapa posterior del trabajo donde se evalúe solamente un hemisferio con un número mayor de electrodos que hasta ahora.

#### II.B.5 Edad de pacientes.

La edad de los pacientes esta comprendida entre los 20 y 35 años ; con esto se buscó homogeneizar las posibles patologías que puedan ser comunes a esta generación (discotecas, uso de walkman, etc).

II.B.6 Población de pacientes.

Se intentó disponer de una población lo más amplia posible, tratando que haya la misma cantidad de pacientes de sexo femenino como de masculino. La justificación de esto es que cuanto más pacientes se registren los resultados tendrán más valor estadístico.

Sexo	Cantidad	Edad promedio [años]	Edad máxima [años]	Edad mínima [años]
Varones	15	26.8	34	22
Mujeres	13	27.4	34	21

Tabla 5 - Distribución de edad de pacientes.

Hay que aclarar que no se analizaron los registros de toda la población descrita en la tabla 5. El motivo de esto fue un problema detectado en el proceso de adquisición cuando ya se habían realizado registros a la mayoría de los pacientes; una vez solucionado dicho problema fue muy difícil volver a registrar a todos por lo que solo se disponen de 10 registros para analizar.

Si se realizaron audiometrías a toda la población de la tabla 5, lo cuál permitió adquirir experiencia en la realización de las mismas, ya que inicialmente esta era nula.

II.C ANÁLISIS REALIZADOS.

Como se expone en [PBE95], los PEALM han recibido menos atención que los PEALL debido a que las amplitudes de los primeros son mas pequeñas y además presentan mas dificultad en separar la actividad neural de la miogénica.

En el tema específico de representación tonotópica, la onda que ha sido mas estudiada es la llamada N100 ó N1, la cual corresponde a los PEALL y tiene una latencia de aproximadamente 100 msec. Esto se debe a que presenta una amplitud grande (comparada con los PEALM) y existe un consenso bastante grande en lo que se refiere a la ubicación de sus fuentes generadoras [PBE95], [GPE94].

Es importante mencionar que la idea de esta tesis es analizar la información en la primera etapa de procesamiento cortical, para tratar que la información se mantenga lo mas parecida a cómo se presenta a nivel coclear.

Como se explicó en el capítulo I, la primera etapa de procesamiento de la información auditiva es la corteza auditiva primaria y esto implica que la onda N100 no es adecuada para ser analizada. El motivo es que los generadores de esta onda se encuentran en la corteza auditiva secundaria (área 42 de Brodmann) y áreas de procesamiento superior, correspondiente al área 22 de Brodmann. En cambio la onda Pa de los PEALM posee sus generadores en la corteza auditiva primaria como fue demostrado en [PBE95] y en otros artículos.

Si bien se analizará la onda Pa no se descarta que en el futuro se analice N100, ya que ambas presentan una representación tonotópica en la corteza auditiva y sería interesante comparar cuál brinda mas información en el contexto del sistema de adaptación de AA.

No se utilizaron todos los registros para ser analizados, esto se debe a que por diversos motivos hubo que excluir los que no presentaban la morfología típica de los potenciales de latencia media.

En la tabla 6 se muestran los distintos análisis realizados sobre los registros obtenidos.

<b>Análisis</b>	<b>Objetivo</b>	<b>Descripción</b>
Caracterización de la señal de PEALM.	Obtener experiencia en el reconocimiento de la señal de PEALM.	Identificación de las ondas mas importantes hasta los 50 mseg. y determinación del espectro de frecuencias.
Amplitud de la onda Pa en Cz para distintas frecuencias de estimulación	Corroborar resultados previos.	Análisis de la variación de la amplitud de Pa. en Cz. con respecto a la variación de la frecuencia de la señal de estimulación.
Comparación de amplitud de la onda Pa en ambos hemisferios	Confirmar el aporte mayoritario a la señal de PEALM del hemisferio contralateral al oído estimulado.	Análisis de la variación de la amplitud de Pa sobre posiciones simétricas en ambos hemisferios con estimulación monoaural.
Morfología de la onda Pa en electrodos coronales (Cz, C3, T3, M1 y sus simétricos del lado derecho)	Identificar la zona correspondiente a la corteza auditiva.	Análisis de la variación en la amplitud de Pa y cambios en la morfología de la señal en las posiciones mencionadas
Amplitud de la onda Pa en electrodos del eje frontal-occipital (F3, T3, T5, M1, O1 y sus simétricos del lado derecho)	Buscar diferencias para ser utilizadas como indicadores de una representación tonotópica en la corteza auditiva.	Análisis de la variación en la amplitud de Pa y cambios en la morfología de la señal en las posiciones mencionadas

Tabla 6 - Análisis realizados sobre los registros.

## III. RESULTADOS

### III.A CARACTERIZACIÓN DE LA SEÑAL DE PEALM.

La importancia de realizar una caracterización de esta señal radica en el hecho que es la primera vez que en el LAUAMI se realizan registros de este tipo, y por lo tanto no se tiene experiencia en el reconocimiento de estos.

Los registros obtenidos en el laboratorio concuerdan con los presentados en la bibliografía [SKO93], [Coh82], [PBE95]; en la figura 25 se muestra un registro obtenido en el transcurso de la tesis donde se observan las principales ondas que caracterizan la señal de PEALM.

La morfología de los PEALM puede ser descripta mediante seis ondas:  $N_0$  (alrededor de los 8 mseg),  $P_0$  (alrededor de los 12 mseg.),  $N_a$  (alrededor de los 18 mseg.),  $P_a$  (alrededor de los 30 mseg.),  $N_b$  (alrededor de los 40 mseg.) y  $P_1$  (alrededor de los 50 mseg.). De todas estas ondas, el complejo  $N_a/P_a$  es el más constante en pacientes normales; mientras que las demás varían en latencias y morfología de un paciente a otro [PBE95].

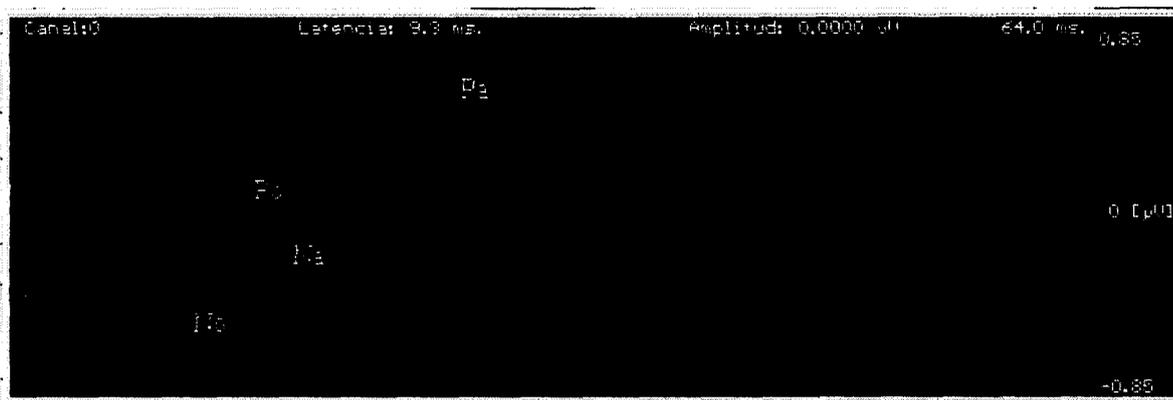


Figura 25

En este registro se observan las principales ondas que presenta la morfología de la señal de potencial evocado auditivo de latencia media.

Las latencias de los ondas obtenidas en los registros difieren de los publicados en aproximadamente 1 a 2 mseg.; con la característica que este corrimiento se presenta en todas las ondas del registro. Para corroborar que este error se producía en forma sistemática, en todos los registros realizados, se compararon estos con registros obtenidos simultáneamente mediante un promediador clínico Nicolet CA 1000 [Nic81], en todos los casos apareció esta diferencia entre los registros de uno y otro sistema.

Del análisis de la situación se desprende que esto puede ser consecuencia de un error de truncado al definir la frecuencia de muestreo en la placa conversora en 4 KHz por canal. En vez de fijar ese valor, se está fijando la frecuencia de muestreo a uno ligeramente distinto y por eso se produce este sesgo en las latencias.

Otro posible motivo, y tal vez el más probable, es la diferencia entre los ancho de banda de los amplificadores utilizados en uno y otro equipo [Coh82]. En el caso del Nicolet la banda de paso fue 30 - 250 Hz y para el Grass 5 - 300 Hz; lo cuál puede ser la causa que

los amplificadores de uno y otro sistema de adquisición distorsionen la fase de las componentes frecuenciales de la señal registrada en forma distinta.

Si bien en esta tesis el análisis de la señal de PEALM no está enfocada al dominio de la frecuencia, es interesante conocer su espectro de frecuencias para etapas posteriores y para trabajos que en este sentido se están realizando en forma paralela en el laboratorio. Como se observa en la figura 26, la mayor parte de la energía se encuentra en la zona de bajas frecuencias, sobre todo entre los 40 Hz y 50 Hz.

De esto se desprende que el ancho de banda utilizado en los amplificadores para la adquisición fue seleccionado adecuadamente, puesto que se observa que mas allá de los 300 Hz es muy poca la energía del espectro de frecuencias.

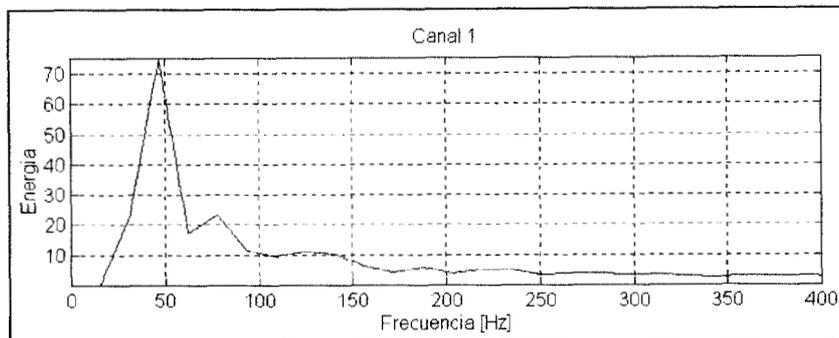


Figura 26

Espectro de frecuencias de la señal de PEALM. Se observa que la mayor parte de la energía se encuentra en la zona de bajas frecuencias, cerca de los 50 Hz.

### III.B AMPLITUD DE LA ONDA Pa EN Cz PARA DISTINTAS FRECUENCIAS DE ESTIMULACIÓN.

Resultados publicados, referentes a la variación de amplitud de Pa en la posición Cz en función de la frecuencia de la señal acústica de estimulación, indican que la amplitud de Pa disminuye cuando la frecuencia de la señal acústica de estimulación aumenta [Coh82].

Como se observa en la tabla 7, los resultados obtenidos en esta tesis son contradictorios con los publicados. En la construcción de esta tabla se utilizaron los datos de 6 pacientes para la frecuencia de estimulación de 500 Hz, de 7 pacientes para 1000 Hz y de 9 pacientes para 4000 Hz. De acuerdo a los valores de varianza observados se puede decir que en el caso de 500 y 4000 Hz los valores de amplitud de Pa son bastantes parecidos entre los pacientes analizados. Sin embargo, para 1000 Hz no ocurre lo mismo, el valor alto de varianza indica una mayor dispersión de los valores de amplitud de Pa entre pacientes.

Los casos en que la morfología de la onda Pa en Cz no estaba claramente definida no se tuvieron en cuenta para hacer el promedio.

Frecuencia [Hz]	Amplitud Pa [ $\mu$ V]	Varianza [ $\mu$ V] <sup>2</sup>
500	0.56	0.02
1000	0.58	0.11
4000	0.63	0.01

Tabla 7 - Amplitud de Pa en Cz en función de la frecuencia de estimulación.

En esta situación hay que contemplar dos alternativas: a) los resultados publicados son incorrectos o b) los registros realizados en Cz no son confiables por algún motivo.

Por una razón de reconocimiento a los investigadores en este tema, y además por el tiempo que ya llevan en este campo, se parte como hipótesis de trabajo que hay algún motivo por el cual los registros en Cz no son confiables.

En este sentido, la justificación más probable es que se trata de una cuestión de instrumentación relacionada con la gorra Electro Cap utilizada para hacer los registros. La sujeción de la gorra se hace a través de una cinta que se coloca alrededor del pecho del paciente y unas correas que se encuentran en los costados de la gorra. Estas correas se sujetan a la cinta en el pecho mediante unos broches, de forma tal que la gorra es forzada a permanecer en su posición lo más firme posible.

El problema surge porque los registros se realizaron con los pacientes acostados para disminuir el aporte del ruido muscular al registro; esto provocó que el sistema de sujeción no fuera tan eficiente y que el electrodo ubicado en Cz se levantara en la mayoría de los casos.

La consecuencia de esto es un aumento de la impedancia de contacto provocando un registro con una amplitud menor a la esperada en Cz, con el agravante que la variación de la impedancia dependía de la posición de la gorra y del comportamiento del paciente durante el registro.

Esto último implica que no se puede definir una regla de variación de la impedancia y por lo tanto no se puede confiar plenamente en los registros realizados en Cz. Esto fue comprobado mediante monitoreo de la impedancia de contacto en Cz, este se realizó a través del promediador clínico Nicolet CA 1000; lamentablemente sólo se puede monitorear la impedancia de 2 electrodos.

En las demás posiciones del sistema 10-20 no influyó este problema de sujeción de la gorra, aunque tal vez en Fz influya algo debido a su ubicación central cercana a Cz.

Además del análisis mostrado se analizó la variación de la latencia de Pa, en Cz, en función de la frecuencia de estimulación; los resultados obtenidos se muestran en la tabla 8.

Frecuencia [Hz]	Latencia Pa [mseg]	Varianza [mseg] <sup>2</sup>
500	29.13	9.67
1000	27.95	5.51
4000	27.73	6.29

Tabla 8 - Latencia de Pa en Cz en función de la frecuencia de estimulación.

De acuerdo a estos resultados, puede interpretarse que los generadores de la onda Pa se acercan a Cz cuando la frecuencia de estimulación aumenta. Esto no está de acuerdo con resultados publicados y además es de notar que la diferencia de latencia entre 500 y 1000 Hz es muy grande. Es probable que los resultados obtenidos aquí sean consecuencia del problemas de impedancias descrito antes o del número excesivo de épocas promediadas; por lo tanto no se considerarán en la evaluación final de resultados.

### III.C COMPARACIÓN DE AMPLITUD DE LA ONDA Pa EN AMBOS HEMISFERIOS.

Los resultados obtenidos en esta sección no son tan importantes para esta tesis como los serán para etapas posteriores. De los resultados obtenidos aquí se decidirá si en etapas

### III. Resultados

posteriores se harán registros con electrodos en la línea central y en un solo hemisferio o si se seguirá con el protocolo utilizado acá.

Publicaciones anteriores muestran que (utilizando estimulación monoaural) posiciones sobre el hemisferio contralateral al oído estimulado presentan amplitudes de la onda Pa mayores a las del hemisferio ipsilateral [Coh82], resultados similares se encontraron en registros de campos magnéticos evocados auditivos [LeJ89], [YUI94].

Esto se evidencia en el registro de la figura 27, donde a simple vista puede observarse que las amplitudes de la onda Pa en el hemisferio izquierdo (registros en el lado izquierdo de la figura) son mayores que las del hemisferio derecho analizando posiciones simétricas de uno y otro.

En la figura 27 se muestra la pantalla del software de visualización en la cuál se observan los 14 canales registrados, en el lado izquierdo están las posiciones sobre el hemisferio homónimo y vicerversa. Las únicas excepciones a esta regla son Cz, el cuál se observa en el segundo canal del lado izquierdo, y Fz en el segundo canal del lado derecho. Los valores en el extremo derecho de cada canal representan el valor máximo (positivo o negativo) registrado en ese canal.

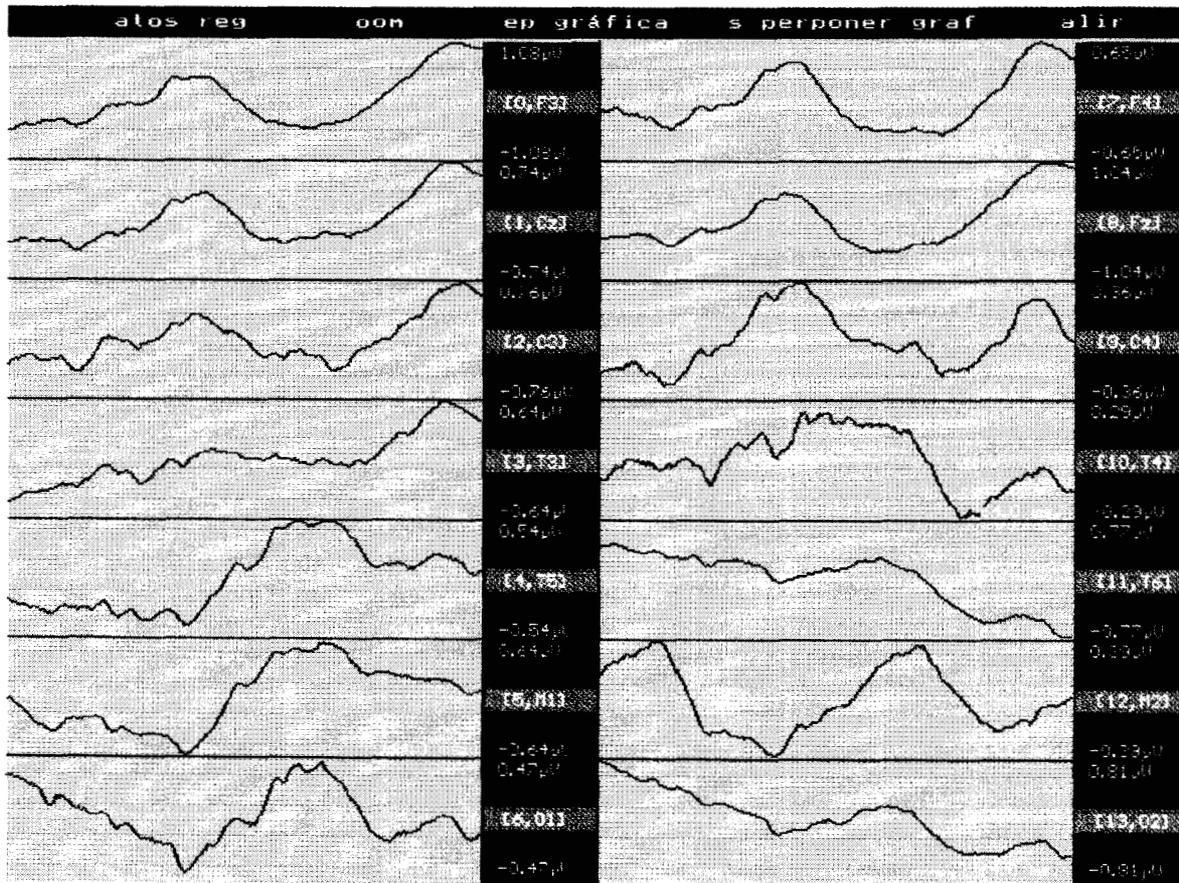


Figura 27

Registro correspondiente al paciente AB para una estímulo de 4000 Hz. En las franjas verdes se observa el número de canal registrado y la posición en la cuál esta colocado electrodo. La ventana total de visualización es de 64 mseg. y cada una de las divisiones corresponde a 12.8 mseg.

### III. Resultados

Los datos de las figuras 28 a 30 se obtuvieron promediando la amplitud de la onda Pa en cada una de las posiciones descritas de registro sobre 4 pacientes. Como se observa en estas, en todos los casos la amplitud en la posición sobre el hemisferio izquierdo es mayor que en el derecho.

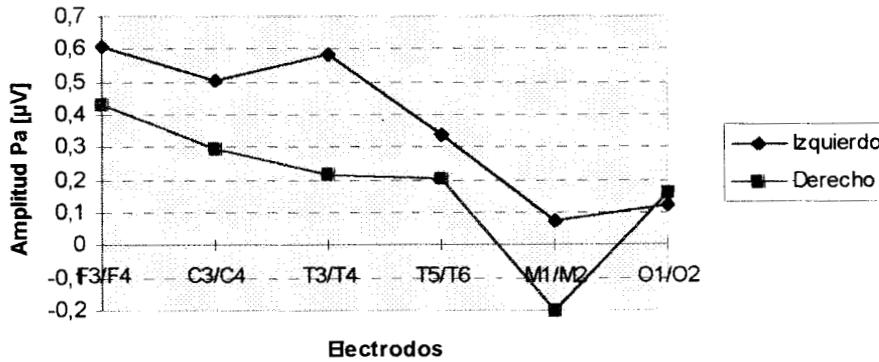


Figura 28

Comparación de la amplitud de Pa en posiciones simétricas de ambos hemisferios para una estimulación de 500 Hz.

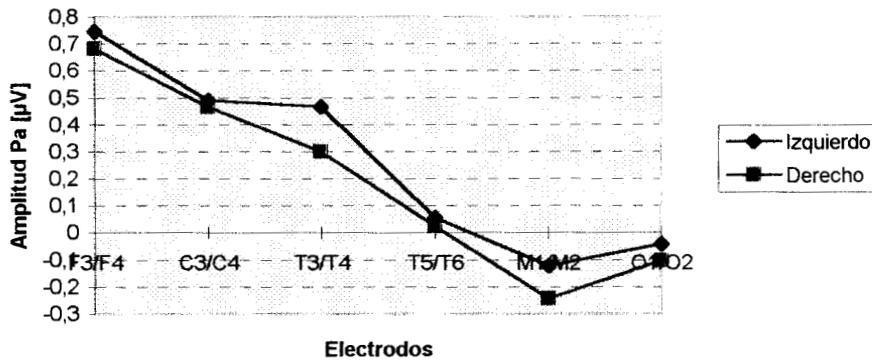


Figura 29

Comparación de la amplitud de Pa en posiciones simétricas de ambos hemisferios para una estimulación de 1000 Hz.

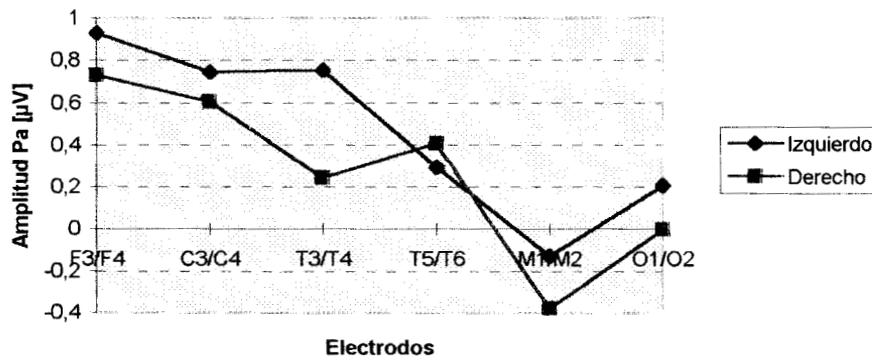


Figura 30

Comparación de la amplitud de Pa en posiciones simétricas de ambos hemisferios para una estimulación de 4000 Hz.

Este comportamiento se observó en la mayoría de los registros realizados, aunque no en todos los casos se presentó la morfología esperada de acuerdo a las posiciones de registro.

Desde el punto de vista anatómico esto se explica por el hecho de que las vías auditivas ascendentes (ver figura 5) cruzan al hemisferio opuesto en la mayoría de los núcleos de relevo del tallo cerebral.

Este cruzamiento de fibras se presenta en mayor proporción que las fibras que siguen el camino ipsilateral, como consecuencia de esto al estimular un oído es natural que se activen mas fibras del lado contralateral que del ipsilateral. Como consecuencia, la corteza auditiva contralateral se vuelve más activa produciendo una onda Pa de amplitud mayor a la registrada sobre la corteza ipsilateral.

### III.D MORFOLOGÍA DE LA ONDA Pa EN ELECTRODOS CORONALES

Los PEALM ocurren en un rango de latencias apropiado para respuestas en la corteza auditiva, una consecuencia de esto es la presencia de una inversión de polaridad de la onda Pa en una distribución coronal de electrodos. Esta inversión es un indicador de fuentes generadoras de PEALM en la corteza auditiva [Coh82].

El análisis que aquí se expone se diseñó con el fin de analizar la variación de amplitud de la onda Pa a lo largo de un arreglo coronal de electrodos y además para determinar la presencia de dicha inversión.

Para esto se consideraron las siguientes posiciones del sistema 10-20 : Cz, C3, T3, M1, O 1 y sus simétricos del lado derecho C4, T4, M2 y O2. Cabe aclarar que las posiciones occipitales no son coronales, pero de todas formas se las incluyó en este análisis, en la siguiente figura se observa la ubicación de tales posiciones..

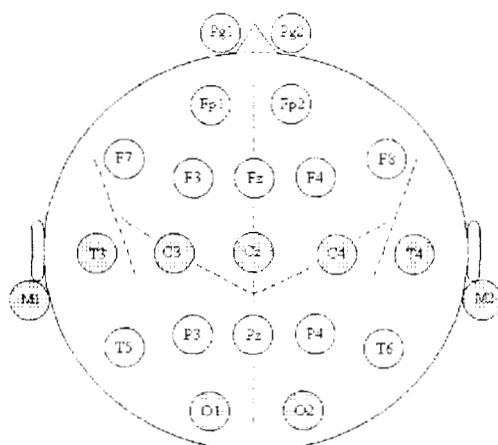


Figura 31

Distribución coronal de electrodos utilizada en el análisis de la morfología e inversión de la onda Pa.

Como muestra representativa se presentan 3 casos en los cuáles se observa la evolución de la amplitud de Pa.

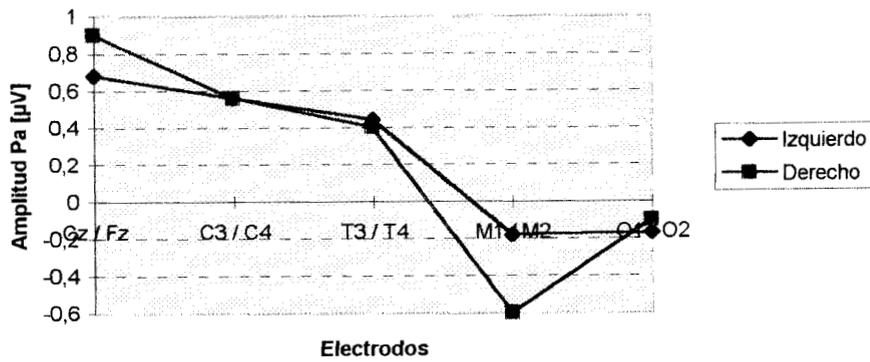


Figura 32

Variación de la amplitud de Pa en electrodos coronales del paciente AA para una frecuencia de estimulación de 1000 Hz.

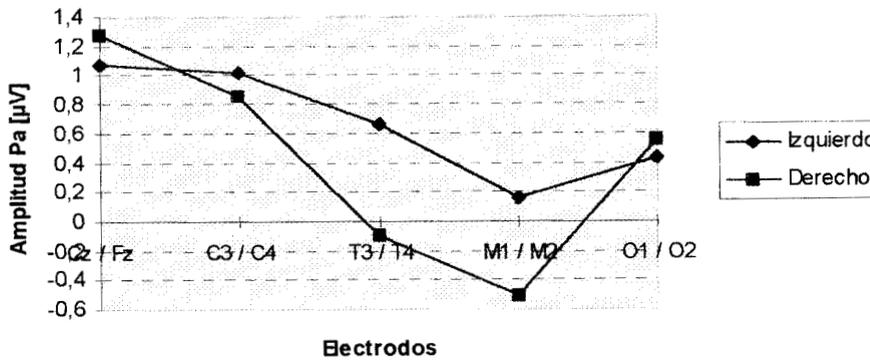


Figura 33

Variación de la amplitud de Pa en electrodos coronales del paciente AA para una frecuencia de estimulación de 4000 Hz.

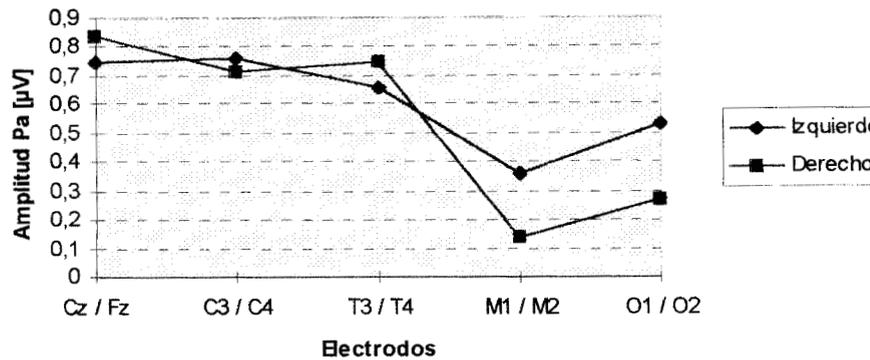


Figura 34

Variación de la amplitud de Pa en electrodos coronales del paciente AB para una frecuencia de estimulación de 1000 Hz.

En las figuras 32 a 34 se observa que la amplitud de la onda Pa en Fz (primer punto de color lila) es mayor que en Cz (primer punto de color azul), esta situación se repite en

casi todos los pacientes y concuerda con resultados publicados que indican que la onda Pa tiene un máximo frontal - central.

Además se observa que la variación de la amplitud de Pa tiene una tendencia decreciente cuando la posición de los electrodos es cercana a de la cisura de Silvio, aproximadamente entre T3 y M1 y entre T4 y M2. Precisamente entre estas posiciones es que se presenta en algunos pacientes una inversión de la onda Pa que indica la presencia de fuentes generadoras en la corteza auditiva.

Para reforzar esta hipótesis, se realizó un análisis de gradientes de potencial para la onda Pa a lo largo de los electrodos coronales. Este consiste en representar la diferencia de amplitudes de Pa entre posiciones vecinas; para el lado derecho se comenzó con Fz y para el izquierdo con Cz.

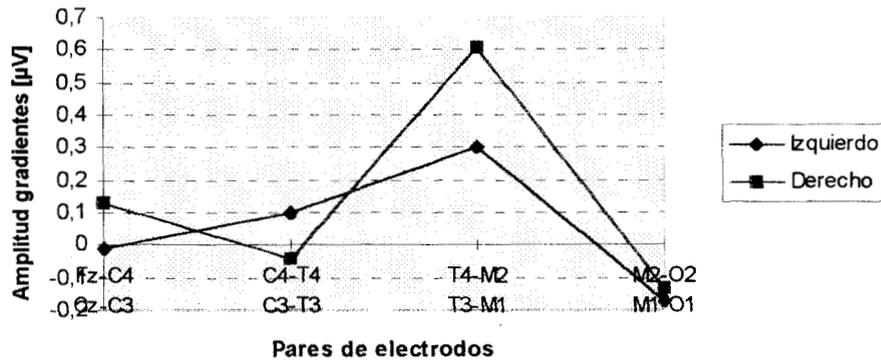


Figura 35

Representación de gradientes de potencial de la onda Pa para el paciente AB y frecuencia de estimulación de 1000 Hz.

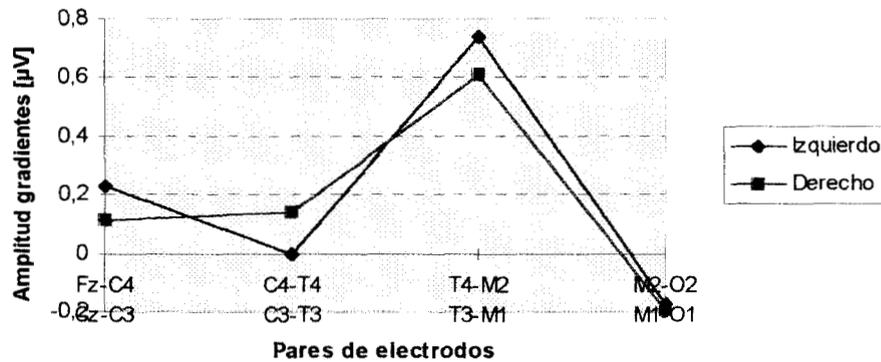


Figura 36

Representación de gradientes de potencial de la onda Pa para el paciente AB y frecuencia de estimulación de 4000 Hz.

En la figura 35 y 36 se muestra la representación de gradientes de potencial en un mismo paciente utilizando 1000 y 4000 Hz como frecuencia de estimulación. Se ve que la máxima variación se presenta entre las posiciones temporales y mastoides; este comportamiento es razonable debido a que esta zona corresponde a la corteza auditiva.

### III. Resultados

Suponiendo válida la hipótesis de la inversión de la onda Pa, esta podría ser la causa de que se produzca un máximo en el gradiente en esa zona y valores menores en las zonas frontal y occipital. Resultados similares a los obtenidos se encuentran en [Coh82].

Considerando nuevamente la figura 27, en esta se observa que la morfología de los registros en las posiciones simétricas de uno y otro hemisferio son muy similares, la diferencia más acentuada se da en el caso de las posiciones correspondiente a los mastoides M1 y M2. Además se observa que la inversión de polaridad de la onda Pa empieza en T3 y se acentúa en T5, M1 y O1 ; una situación similar se presenta en las posiciones simétricas del lado derecho T4, T6, M2 y O2.

Un comportamiento similar se observa en la figura 37, aunque no tan claro como en el caso anterior ; además puede verse que la latencia de la onda Pa es menor que en el caso anterior.

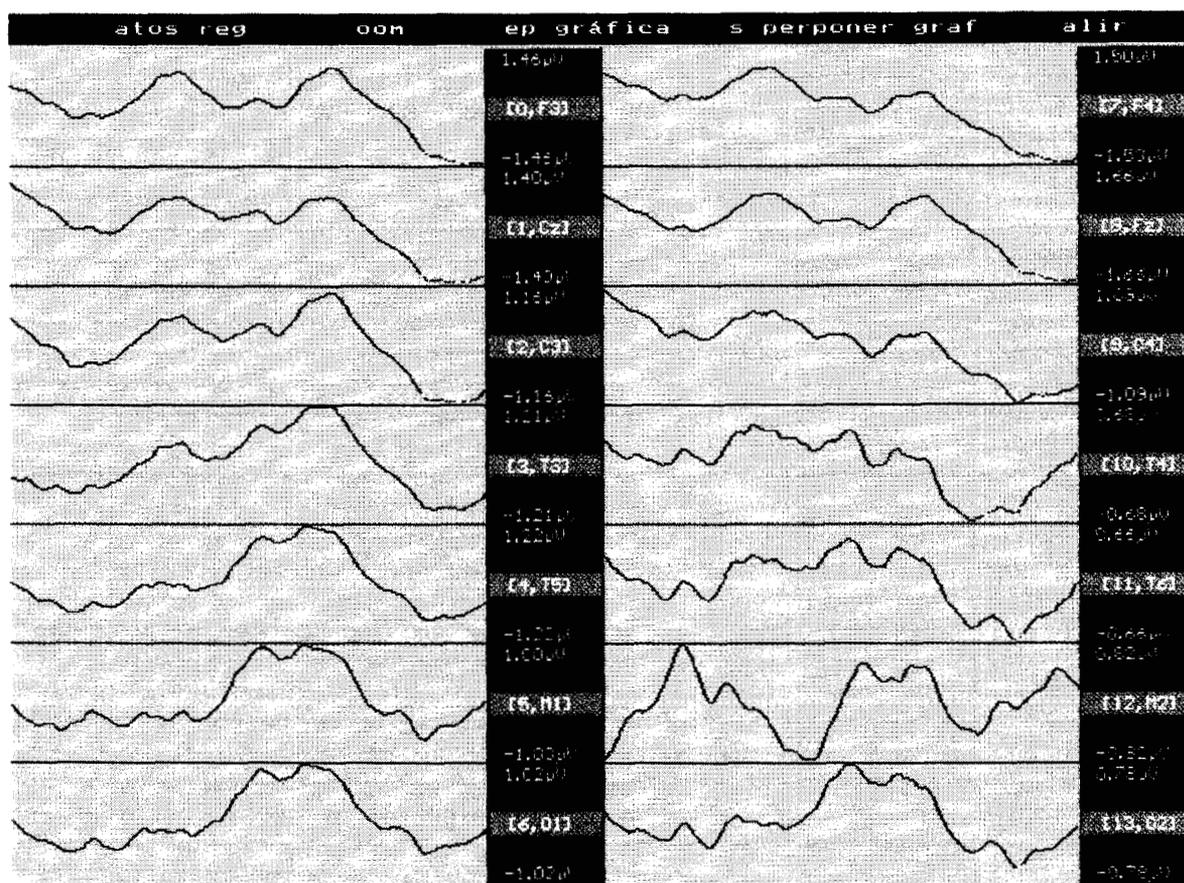


Figura 37

Registro correspondiente al paciente AA para una estímulo de 1000 Hz.

Al igual que en la figura 27, en la figura 37 se observa la inversión de polaridad de la onda Pa ; como se mencionó anteriormente hay una diferencia de latencia de la onda Pa entre un paciente y otro, pero la morfología de los registros es muy similar.

Un caso particular se presenta en la figura 38, donde los registros obtenidos en el paciente AQ son muy confusos, pero en cambio se observa una distribución de gradientes de potencial similar a los casos anteriores. Esto puede resultar muy interesante considerando la

III.Resultados

posibilidad de extraer información de los registros en forma automática, por supuesto que esto es materia de discusión y de profundización.

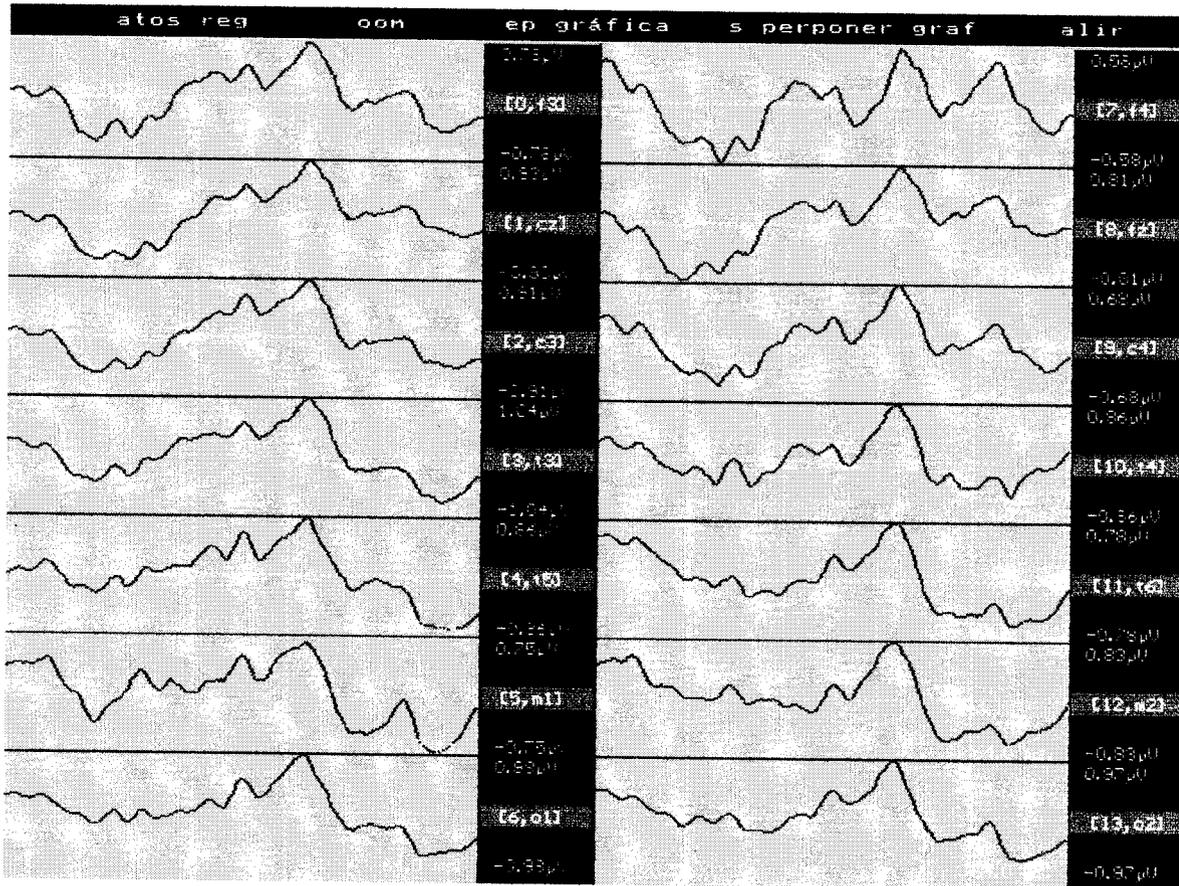


Figura 38  
Registro correspondiente al paciente AQ para una estímulo de 500 Hz.

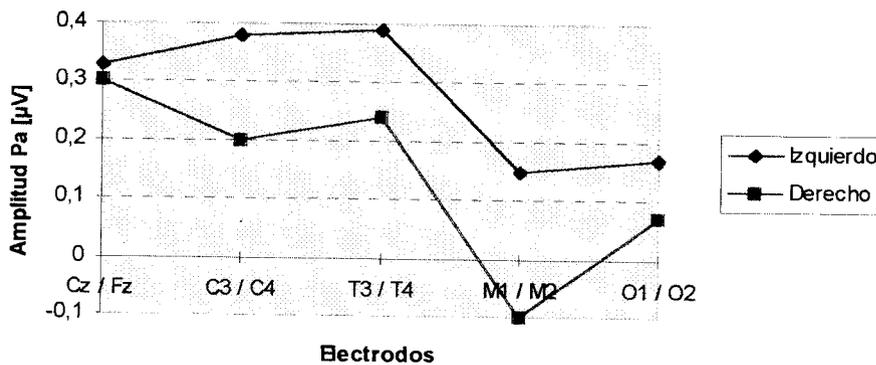


Figura 39  
Variación de la amplitud de Pa en electrodos coronales del paciente AQ para una frecuencia de estimulación de 500 Hz.

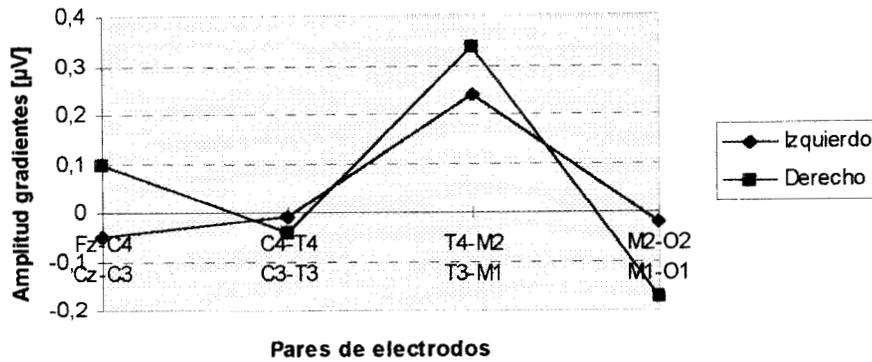


Figura 40

Representación de gradientes para el paciente AQ y frecuencia de estimulación de 500 Hz.

### III.E AMPLITUD DE LA ONDA Pa EN ELECTRODOS DEL EJE FRONTAL - OCCIPITAL

Los resultados obtenidos en esta sección son los de mayor importancia desde el punto de vista del objetivo de la tesis. Esto es así porque aquí es donde se expresan en forma más clara las diferencias entre registros realizados con una u otra frecuencia de estimulación.

Las posiciones del sistema 10-20 que se consideraron fueron F3, T3, T5, M1, O1 y sus simétricos del lado derecho F4, T4, T6, M2 y O2; esta distribución se observa en la figura 41.

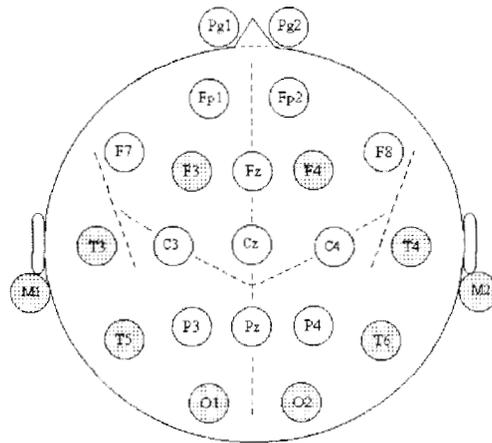


Figura 41

Distribución de electrodos utilizada en el análisis de la amplitud de la onda Pa en el eje frontal - occipital.

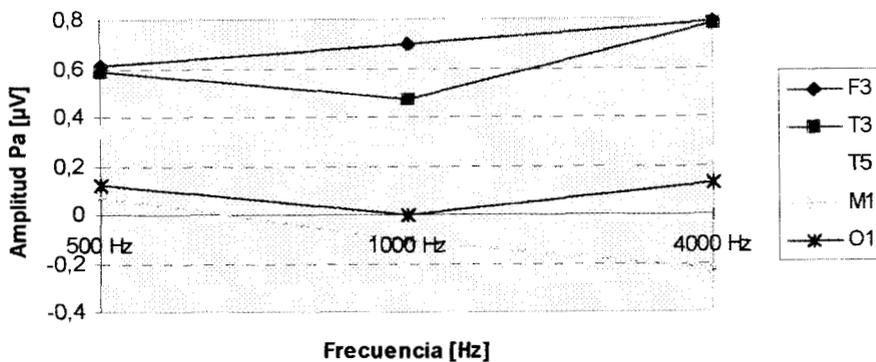


Figura 42

Variación de la amplitud de Pa en electrodos del eje frontal occipital del hemisferio izquierdo para distintas frecuencias de estimulación.

En la figura 42 se observa la variación de la amplitud de Pa, a lo largo de las posiciones mencionadas anteriormente, para frecuencias de la señal de estímulo de 500, 1000 y 4000 Hz. Los datos utilizados para construir esta gráfica se obtuvieron del promedio de los registros de los pacientes AB, AQ y BD.

De la misma figura se desprende que la amplitud de Pa en la posición F3 aumenta conforme aumenta la frecuencia de la señal acústica de estimulación; en forma inversa, la amplitud de Pa en la posición M1 disminuye cuando la frecuencia de estimulación aumenta. Esto podría estar indicando un desplazamiento de los generadores de la onda Pa en dirección frontal conforme aumenta la frecuencia de estimulación. Este resultado es muy importante, aunque debe ser corroborado con nuevos experimentos; ya que permite inferir una representación tonotópica en el eje frontal occipital para ser utilizada en el futuro por el sistema de audiometría objetiva.

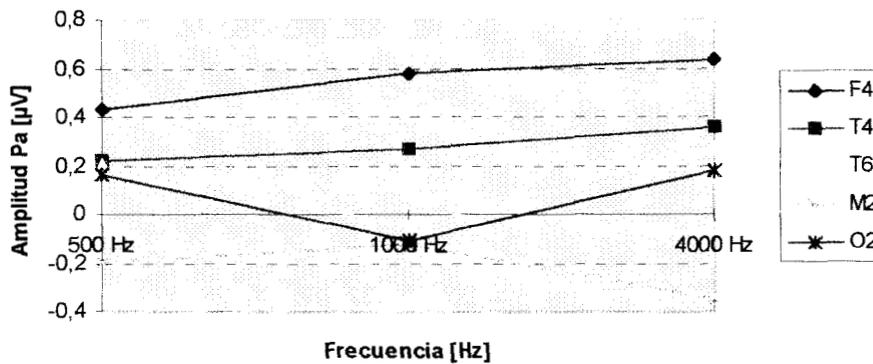


Figura 43

Variación de la amplitud de Pa en electrodos del eje frontal occipital del hemisferio derecho para distintas frecuencias de estimulación.

En la figura 43 se observa que el hemisferio ipsilateral al oído estimulado tiene un comportamiento similar al del hemisferio contralateral, aunque en este caso no es tan marcada la variación en M1. El desplazamiento observado del máximo de la onda Pa está de acuerdo con resultados previos publicados en [PBE95].

Este comportamiento puede explicarse por el desplazamiento, dentro de la corteza auditiva primaria, de las fuentes generadoras de Pa en función de la frecuencia de la señal acústica de estimulación; esta es la hipótesis con mas consenso dentro de la comunidad de investigadores en este campo.

Además está de acuerdo con resultados publicados sobre análisis de la variación de profundidad de las fuentes generadoras en función de la frecuencia de estimulación. Al respecto hay resultados que indican que la profundidad de las fuentes varían en forma lineal con el logaritmo de la frecuencia de estimulación [RWK82].

Mas específicamente, en [PBE95] se encontró que Pa y N100 presentan representaciones tonotópicas espejadas en el eje medial - lateral. Para el caso de N100, la profundidad de los generadores aumenta cuando la frecuencia de estimulación aumenta, esto está de acuerdo con los resultados encontrados en [RWK82].

Sin embargo, para el caso de Pa la situación es al revés, la profundidad de lo generadores disminuye cuando la frecuencia de estimulación aumenta, el motivo de esto es todavía un cuestión de debate [PBE95].

## IV. CONCLUSIONES

---

En este capítulo se elaboran las conclusiones derivadas de los resultados obtenidos a través de los registros realizados y de la metodología utilizada. Se hace de esta manera para destacar algunos detalles de tipo metodológicos que influyeron sobre los resultados y que solo se manifiestan con la experiencia.

### IV.A RESULTADOS

#### IV.A.1 Caracterización de la señal de potencial evocado de latencia media.

La conclusión más importante en este punto es que los registros obtenidos en el desarrollo de esta tesis concuerdan muy bien, en morfología y latencias, con los presentados en la bibliografía [Coh82], [SKO93], [PBE95].

Si bien es cierto que en la mayoría de los pacientes las amplitudes de las ondas fueron menores a las publicadas, esto puede explicarse como una consecuencia de la cantidad de épocas promediadas. Esta afirmación se fundamenta por los resultados encontrados por *Cacace et al* en [CSW90], ellos muestran como disminuye la amplitud de Pa cuando se promedian mas de 128 épocas. En esta tesis se promediaron mas de 800 épocas en todos los registros realizados, por lo cuál es razonable pensar en que esto influyó en la amplitud de la onda Pa en estos.

Del análisis en el dominio de la frecuencia se concluye que la banda de paso utilizada en los filtros de los amplificadores Grass fue seleccionada adecuadamente.

#### IV.A.2 Amplitud de la onda Pa en Cz para distintas frecuencias de estimulación.

Si bien en este punto no se obtuvieron los resultados esperados, se adquirió una experiencia muy valiosa en lo referente a la realización de registros utilizando la gorra Electro Cap.

Una de las conclusiones más importantes es que para futuros registros se debe disponer de un sistema de monitoreo permanente de las impedancias de contacto en cada uno de los electrodos utilizados. Esto permitirá asegurar buenos registros y descartar las impedancias como factor de error en los registros realizados.

Además, como se comentó antes, para futuros registros sería conveniente que el paciente descansa sentado en un sillón cómodo, de forma tal que su cabeza permanezca erguida y evitar que la gorra se levante.

#### IV.A.3 Comparación de amplitud de la onda Pa en ambos hemisferios.

Es importante destacar que los resultados obtenidos en este punto reafirman resultados publicados que indican que las amplitudes en el hemisferio contralateral al estimulado son mayores que en el ipsilateral [Coh82], [YUI94]. Esta conclusión es importante ya que permite tomar decisiones acerca del arreglo de electrodos a utilizar en trabajos futuros.

En base a los resultados obtenidos es razonable pensar en un arreglo de electrodos sobre el hemisferio contralateral al estimulado para aprovechar las amplitudes mayores de la onda Pa y de esta forma obtener resultados mas claros.

## IV. Conclusiones

Desafortunadamente no se pudo aprovechar la asimetría que supuestamente presentaban los pacientes diestros, el motivo es la baja resolución espacial que presentó la distribución de electrodos utilizada.

### IV.A.4 Morfología de la onda Pa en electrodos coronales

En todos los registros realizados, la amplitud de la onda Pa en las posiciones frontales (F3, F4 y Fz) fue mayor que en Cz, lo cual concuerda con resultados previos que indican un máximo de la onda Pa en electrodos fronto - centrales [Coh82], [PBE95].

La inversión de polaridad de la onda Pa encontrada en algunos de los registros puede ser consecuencia de la presencia de fuentes generadoras ubicados en la corteza auditiva [Coh82], [PBE95]; aunque algunos autores cuestionan este hecho como un fenómeno donde el electrodo de referencia juega un papel importante [WoW82].

Independientemente de cual es la causa de la inversión de Pa, lo importante aquí es establecer una metodología clara que permita registrar tal inversión y utilizarla como un patrón de normalidad.

En cuanto al análisis de gradientes de potencial no se pueden hacer conclusiones definitivas; de los resultados obtenidos se observa que aunque la forma de onda de los registros no esté bien definida, la distribución del gradiente de potencial se mantiene casi constante. Esto no es concluyente, ya que la casuística utilizada para este análisis es muy baja. De encontrarse una correlación entre un audiometría normal y una distribución de gradientes de potencial patrón, esta resultaría muy útil; ya que abriría una senda hacia la investigación en la extracción automática de información a partir de los registros de PEALM.

Una forma de descartar o aceptar esta hipótesis es hacer registros en pacientes hipoacúsicos y analizar la distribuciones de gradientes que presenten. Claro que a los fines de la extracción automática de la información audiométrica no bastaría solo con los gradientes, sino que sería un complemento a la información suministrada en el análisis de la amplitud de Pa en el eje frontal - occipital.

### IV.A.5 Amplitud de la onda Pa en electrodos del eje frontal - occipital

Los resultados obtenidos son muy interesantes, ya que permiten inferir una representación tonotópica al menos en el eje frontal - occipital o anterior - posterior. Este hecho brinda la posibilidad de evaluar la amplitud de Pa en posiciones de este eje, para distintas frecuencias de estimulación, y extraer información sobre la normalidad del paciente desde el punto de vista audiométrico.

Es necesario afinar algunos detalles de tipo instrumental para lograr una caracterización adecuada de tal representación tonotópica. Mas precisamente, es indispensable disponer de una metodología de registro segura (en lo que respecta a impedancias de contacto) de forma tal que no queden dudas del hecho que la amplitud de Pa en las distintas posiciones solo dependa del campo eléctrico registrado.

## IV.B METODOLOGÍA DE REGISTRO

En esta sección se presenta una serie de conclusiones que se desprenden de la experiencia en realizar registros de potenciales evocados con la metodología utilizada en esta tesis.

IV.B.1 Estado del paciente durante el registro

Anteriormente se describió que la realización de los registros tardaba mucho tiempo, y era previsible que esta situación debía tener algún efecto sobre la calidad de los mismos.

Para evaluar esto se realizó un análisis de la variación del número de épocas promediadas en pacientes que durmieron durante el registro y en otros que se mantuvieron despiertos.

La forma en que se adquirieron los registros permitieron realizar este análisis, ya que a diferencia de como trabaja un promediador clínico como el CA 1000 (adquiere las épocas deseadas que pasan el algoritmo de rechazo de artefacto) en nuestro caso se adquirieron 1200 épocas para cada frecuencia y luego se promediaron utilizando un algoritmo de rechazo de artefacto fuera de línea.

Por esto es que este análisis es válido, ya que el nivel de rechazo de artefacto siempre fue 50  $\mu$ V para ambos casos, por lo que el número de épocas promediadas depende solo del nivel de ruido presente en la señal adquirida. A su vez, el nivel de ruido depende del estado del paciente durante el registro, suponiendo que la impedancia de contacto en los electrodos fue baja en todos los casos.

En la figura 44 se presentan 3 pacientes que durmieron durante los registros, se observa que el número de épocas promediadas para cada una de las frecuencias utilizadas no es el mismo para cada paciente. Pero si se mantiene casi constante el número de épocas promediadas, para cada una de las frecuencias, en cada uno de ellos.

El número de épocas promediadas no es el mismo para un paciente y otro, ya que esto depende del estado del paciente y de su comportamiento durante el registro.

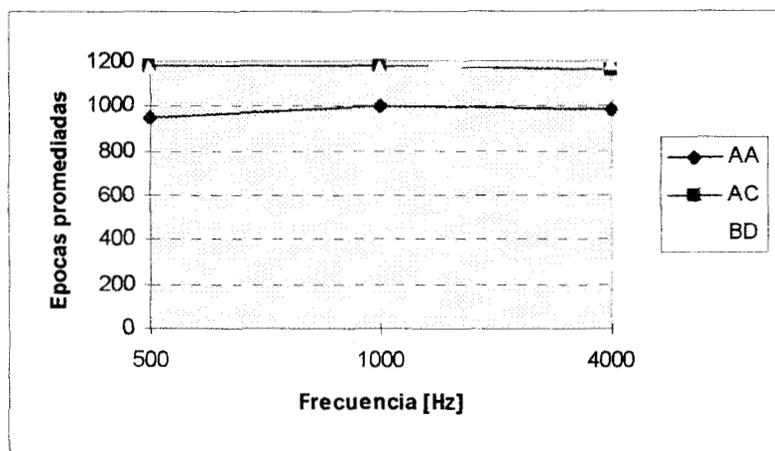


Figura 44

Evolución de épocas promediadas, para cada una de las frecuencias exploradas, en pacientes que durmieron durante los registros. En este caso los datos corresponden a los pacientes AA, AC y BD.

Claramente se ve que la duración prolongada de los registros no afectó el nivel de ruido presente en la señal a lo largo de los registros para todas las frecuencias. Ahora bien, en el caso de la figura 45 se presentan 3 pacientes que permanecieron despiertos durante los registros.

#### IV. Conclusiones

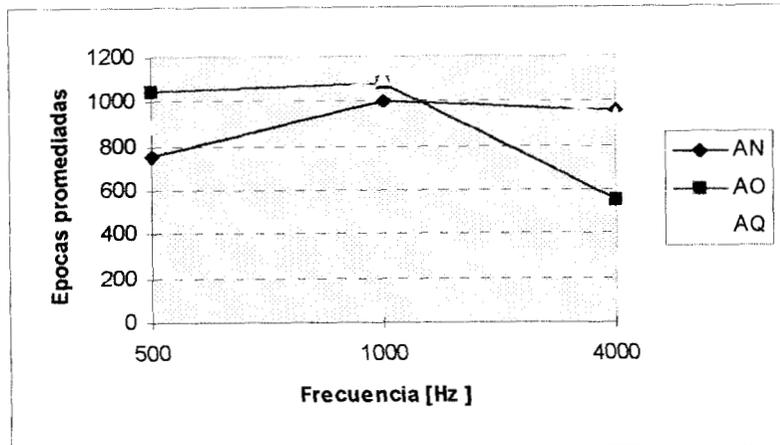


Figura 45

Evolución de épocas promediadas, para cada una de las frecuencias exploradas, en pacientes que no durmieron durante los registros. En este caso los datos corresponden a los pacientes AN, AO y AQ.

En los 3 casos se ve que el número máximo de épocas promediadas se presenta durante el registro a 1000 Hz ; esto no tiene nada que ver con la frecuencia de estimulación sino con el orden en que se realizaron los registros. En todos los pacientes se realizó primero el registro con estímulo de 500 Hz, luego a 1000 Hz y finalmente a 4000 Hz.

La justificación más probable de este comportamiento, del número de épocas promediadas, es que durante el primer registro el paciente se adapta a la situación, ya que la mayoría de ellos nunca había entrado a una cámara anecoica y se sentían extraños en el interior de esta. En el caso del segundo registro el paciente ya está mas cómodo y relajado con lo cual el nivel de ruido disminuye con respecto al registro anterior, y finalmente para el tercer registro el paciente ya está cansado y además los electrodos de la gorra empiezan a molestar (sobre todo los occipitales).

Si se comparan las dos gráficas se puede observar que las amplitudes para cada una de las frecuencias son mayores en el caso de los pacientes que durmieron durante los registros.

De lo expuesto se concluye que es indispensable tratar que el paciente se duerma durante el registro y además mejorar la infraestructura de adquisición. Específicamente, en lo que se refiere a plataforma computacional (velocidad de la computadora, disco duro mas rápido) para que de esta forma los registros duren menos tiempo y así no cansar a los pacientes.

Como se detalló en el capítulo II la frecuencia de repetición utilizada fue 5.4 estímulos por seg., si se mejora la infraestructura de adquisición el tiempo total que requerido para hacer los 3 registros por paciente sería de aproximadamente 15 minutos. Si se compara este tiempo con los 40 min. que tardaron los registros hechos para esta tesis se ve que es grande la diferencia entre uno y otro.

Aunque en realidad, sería conveniente utilizar una frecuencia de repetición un poco menor, por ejemplo 4 estímulos por seg., de forma tal de evitar posible superposiciones entre registros de PEALM y PEALL; con esta frecuencia el tiempo total de registro sería de 17 minutos aproximadamente.

#### IV.B.2 Utilización de la gorra Electro Cap

Como se mencionó en el capítulo de metodología, en la realización de los registros se utilizó una gorra marca Electro Cap, tamaño mediano, para la colocación de los electrodos sobre el cuero cabelludo.

Esta tiene la ventaja de fácil colocación de los electrodos una vez que se familiariza con la técnica de colocación de estos ; pero presenta el problema de no poder asegurar que en todos los pacientes se coloquen los electrodos en las posiciones del sistema 10-20, ya que esto depende del tamaño de la cabeza. En el futuro se podría analizar la incidencia de este hecho en los registros realizados.

Otro problema que presenta es la dificultad para colocar electrodos adicionales de ser necesario, con lo cual el número de electrodos está limitado a la cantidad que posea la gorra. Sumado a esto hay que considerar la situación que se presentó con el electrodo ubicado en Cz.

Como conclusión se puede decir que para seguir utilizando una gorra de este tipo es conveniente tener una gorra con mas electrodos, por ejemplo 32 o 64; de esta forma permitiría realizar registros con mas canales. Además, para registros futuros, debería contemplarse la posibilidad de utilizar un sillón confortable para que el paciente permanezca con la cabeza erguida y evitar que se levante la gorra en la posición Cz.

#### IV.B.3 Protocolo de inclusión de pacientes

De acuerdo a lo observado en este aspecto, se concluye que a los fines de inclusión es suficiente con que el paciente tenga una audiometría normal. Esto se desprende del hecho que en todos los casos en que los pacientes tenían audiometrías normales, las búsquedas de umbrales mediante PEATC también lo fueron. Por esto, en determinado momento se decidió no realizar mas registros de PEATC como parte del protocolo de inclusión.

La condición de diestro es aprovechable en caso que se disponga de una distribución de electrodos que permita una resolución espacial mas grande.

#### IV.C CONCLUSIÓN FINAL

En el capítulo I se mencionó que la pregunta que intenta contestar esta tesis es *¿cómo obtener información, independiente de la percepción del paciente, sobre las frecuencias que presentan dificultad para ser oídas normalmente por este?*, la cuál a su vez derivó en otra que fue *¿cómo obtener información sobre representación tonotópica de la corteza auditiva?*.

Como conclusión final se puede decir que utilizando una distribución adecuada de electrodos sobre el cuero cabelludo, y registrando potenciales evocados auditivos de latencia media, se puede obtener información de la representación tonotópica en la corteza auditiva que permita inferir el estado audiométrico del paciente.

La información de la representación tonotópica se obtiene analizando la variación de amplitud de la onda Pa a lo largo de los electrodos del eje frontal - occipital. Es probable que esta información se complemente con la suministrada por el análisis de gradientes de potencial en electrodos coronales, aunque esto todavía no está del todo claro.

Disponiendo de esta información resta la etapa de caracterización de esta representación (en paciente normo-oyentes) y la posterior comparación con pacientes

hipoacúsicos. Esta caracterización consistirá en cuantificar las amplitudes de Pa, en las distintas posiciones registradas, en función de la frecuencia de la señal de estimulación.

Una vez hecho esto queda una importante tarea, la cuál es encontrar una relación entre decibeles de pérdida de audición para una determinada frecuencia (obtenidos mediante audiometría convencional) y las amplitudes de Pa (en  $\mu V$ ) en distintas posiciones para esa misma frecuencia de estimulación.

De acuerdo a trabajos que se están realizando en el LAUAMI, parece ser que este no es el único camino hacia la obtención de información audiométrica en forma independiente de la percepción del paciente; de todas formas se evaluarán las distintas alternativas con el objeto de seleccionar la más adecuada y seguir adelante con la posibilidad de crear un sistema de adaptación automático de ayudas auditivas.

#### IV.D PERSPECTIVAS

Presentados los resultados y las conclusiones, es momento de estimar las perspectivas de esta tesis.

En primer lugar se debe decir que, como fruto de esta tesis, el LAUAMI cuenta con la infraestructura necesaria para hacer registros de potenciales evocados en sus distintas modalidades (tallo cerebral, latencia media y latencia larga). Esto es importante porque permite la continuidad de esta tesis y de otros proyectos relacionados.

Además se cumplió una de las metas de trabajo del grupo, la cuál fue tener la posibilidad de familiarizarse con los PEALM y con su metodología de registro, lo cuál permite avanzar con mas confianza de ahora en adelante.

En lo que se refiere a la continuación de esta tesis, esta debería contemplar las siguientes situaciones.

##### IV.D.1 Infraestructura de adquisición de registros.

El mejoramiento de la infraestructura de adquisición es indispensable, esto se describió en la sección de conclusiones.

##### IV.D.2. Posiciones y cantidad de electrodos.

Las posiciones y cantidad de electrodos es un tema que merecerá especial atención en el futuro.

Es claro que los registros deben hacerse con electrodos ubicados sobre el hemisferio contralateral al oído estimulado; ahora bien, esto puede hacerse de dos maneras: a) utilizando un arreglo de electrodos para cubrir solamente la zona correspondiente a la corteza auditiva ó b) cubrir todo el hemisferio contralateral, desde F3 (F4) hasta O1 (O2) y desde Cz hasta M1 (M2).

Una primera aproximación para el caso a) se muestra en la figura 46, los electrodos a utilizar en esta caso son del tipo Pellet de 1.5 mm de diámetro (mas información en <http://www.neuro.com>, página del sitio de Neuromedical Supplies Inc. en la World Wide Web). En este caso hay que considerar situaciones tales como establecer una metodología de colocación del arreglo que permita a otros grupos de investigación repetir experimentos.

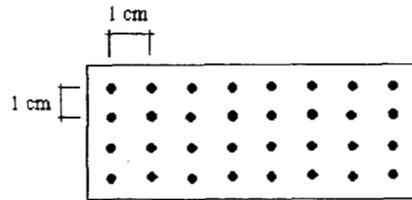


Figura 46

Arreglo de 32 electrodos de 1,5 mm de diámetro, la idea es ubicarlo tomando como referencia alguna posición del sistema 10-20 sobre el lóbulo temporal.

La alternativa mencionada en el caso b) se muestra en la figura 47, la situación representa estimulación del oído derecho y registro de 14 canales como se hizo hasta ahora.

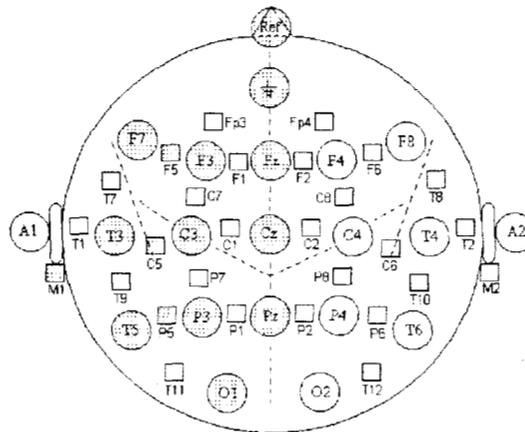


Figura 47

Disposición de electrodos alternativa al arreglo descrito en la figura 44, aquí se representa el caso donde se estimula el oído derecho.

En ambos casos se puede comenzar registrando 14 canales y después extender los registros hasta 32 canales si se desea, en el caso b) sería necesario definir las posiciones faltantes para completar los 32 canales. Independientemente de que alternativa se utilice, el objetivo que se persigue es el mismo, y es aumentar la resolución espacial de los registros.

#### IV.D.3 Estímulo utilizado.

En esta tesis no se evaluó como influían los parámetros del estímulo utilizado (tiempos de subida, bajada y meseta) en la calidad de los registros obtenidos. Dichos parámetros se obtuvieron de la bibliografía [PBE95] y se confirmaron mediante consulta a los autores.

Aunque se obtuvieron buenos registros es aconsejable realizar un análisis de este tipo para optimizar la metodología de registro de PEALM.

Sería conveniente disponer de un estimulador que permita generar estímulos con envolventes cosenoidal y gaussiana, ya que en la bibliografía consultada son utilizados mas frecuentemente, por sus características acústicas, que los tonos ráfagas [PBE95].

#### IV.D.4 Alternativas de análisis a Pa.

En el capítulo de metodología se justificó porque se eligió Pa como la onda a analizar en esta tesis, aunque no se descartó la utilización de N100. En el futuro sería conveniente hacer para N100 lo mismo que se realizó aquí para Pa; de esta forma se podría comparar resultados y determinar cuál de las dos ondas brinda mas información.

#### IV.D.5 Mapeo cerebral.

En la extracción por inspección visual de información clínica útil, a partir de los datos contenidos en registros multicanales, hay dificultades inherentes que limitan en cierta forma la exactitud y utilidad de estudios como el EEG y *potenciales evocados* (PE).

Una alternativa para tratar de condensar información espacial - temporal contenida en estos registros es el denominado mapeo de actividad eléctrica cerebral (Brain Electrical Activity Mapping BEAM) [DBL79].

Este método transforma formas de onda aparentemente complejas en distribuciones superficiales simples que indican los sitios de máxima actividad en el cuero cabelludo [PPO86]. El provecho de utilizar este método para analizar los datos depende de la cantidad de canales de registro que se estén utilizando, la ubicación de los electrodos y el método de interpolación utilizado en el algoritmo entre otros factores.

En esta tesis no se utilizó ningún software de mapeo cerebral debido a que no se contaba con suficientes canales de registro como para obtener resultados claros, en la continuación se contempla su utilización.

## BASES BIOFÍSICAS DE POTENCIALES REGISTRADOS EN EL CUERO CABELLUDO

En este apéndice se exponen los conceptos de fuentes de corriente y conductor de volumen; ambos relacionados con el registro de potenciales sobre el cuero cabelludo. El objetivo de este apéndice es brindar al lector, que no está familiarizado con el registro de potenciales, un marco teórico que le permita un mejor entendimiento de esta tesis.

### Fuentes de corriente neuronales

El número de sinapsis de una neurona es aproximadamente  $10^4$  o más en el caso de neuronas piramidales corticales; por lo tanto cada columna cortical de área de  $1 \text{ mm}^2$  contiene alrededor de  $10^5$  neuronas piramidales o más de  $10^9$  sinapsis. Aunque una pequeña fracción de sinapsis están activas, el número de fuentes (y sumideros para compensar la corriente) es muy grande.

Si se quisiera registrar el patrón de corriente (o potencial) sobre la membrana sería muy complicado, siendo estos determinados por la distribución de fuentes y por las propiedades estructurales locales de la membrana.

En el caso del electroencefalograma (EEG) o potenciales evocados (PE) se tiene una vista macroscópica de este fenómeno mediante electrodos de superficie colocados sobre el cuero cabelludo.

#### a. *Dipolo único*

Por ejemplo, si un potencial sobre el cuero cabelludo se debe a actividad sináptica distribuida sobre un área de corteza mucho menor que  $1 \text{ cm}^2$ , el gran número de fuentes puede ser considerado como una fuente dipolar única.

Esta simplificación es posible debido a que el potencial  $V_{(r,t)}$ , medido en posiciones suficientemente lejanas desde cualquier combinación de fuentes y sumideros (no importa cuán compleja sea), puede ser expresado en términos de una expansión multipolar :

$$V_{(r,t)} = (\text{dipolo}, r^{-2}) + (\text{cuadripolo}, r^{-3}) + (\text{octopolo}, r^{-4}) + \quad (2) \\ (\text{número infinito de otras contribuciones})$$

En la ecuación (2) se indica la manera en la cual la magnitud de cada término decae con la distancia; donde  $r$  es la distancia entre las fuentes y los electrodos y  $t$  es el tiempo.

En muchas aplicaciones, por ejemplo que involucren pequeñas regiones de tejido neural conteniendo neuronas paralelas como en el caso de la neocorteza, el término dipolar es el que hace la contribución más grande en el potencial registrado sobre el cuero cabelludo.

En otras aplicaciones, por ejemplo aquellas que involucran neuronas orientadas en forma aleatoria, la contribución del término dipolar es muy pequeña; de forma tal que el potencial decae más rápidamente con la distancia  $r$  desde la región de la fuente, estos potenciales son frecuentemente llamados de campo cercano.

#### b. *Capa dipolar*

Otra fuente macroscópica de interés en EEG y PE es la capa dipolar, esta consiste en un gran número de dipolos paralelos con actividad altamente correlacionada (síncrona). El

EEG espontáneo es debido probablemente a grandes capas dipolares corticales formadas por neuronas piramidales densamente conectadas.

Mientras que el potencial debido a un dipolo único decae con la inversa de la distancia a la fuente, el potencial de una capa dipolar decae mucho más lento con la distancia vertical. Esto ocurre debido a que la distancia entre los dipolos en el borde de la capa dipolar y los electrodos no cambia mucho cuando el electrodo es movido verticalmente.

### Conductor de volumen

El potencial en cualquier parte de la cabeza depende de dos propiedades básicas :

1. La naturaleza, ubicación, y orientación de las fuentes de corriente.
2. Las propiedades eléctricas y geométricas de la cabeza, las cuales determinan las características de la conducción.

La conducción es gobernada por una ecuación diferencial parcial llamada ecuación de *Poisson*, la cual describe la distribución espacial de potencial en términos de todas las fuentes de corriente existentes :

$$\nabla \cdot \sigma_{(r,t)} \nabla V_{(r,t)} = \nabla \cdot J_{s(r,t)} \quad (3)$$

donde el operador  $\nabla$ , que indica derivada espacial, hace posible una expresión concisa de la relación entre la conductividad eléctrica del tejido  $\sigma(\mathbf{r},t)$ , el potencial  $V(\mathbf{r},t)$  y la densidad de corriente de la fuente  $J_s(\mathbf{r},t)$  que fluye a través de una superficie cerrada. Esta superficie es arbitraria, podría encerrar solo el cuerpo celular de una neurona, una neurona entera o un grupo de neuronas.

La fuente (o más precisamente la densidad de corriente)  $J_s(\mathbf{r},t)$  puede ser resultante de una compleja interacción neuronal no lineal ; sin embargo, una vez especificada una superficie cerrada el potencial es determinado en posiciones externas a la superficie mediante ecuaciones lineales.

Hay dos limitaciones fundamentales en el uso de la ecuación de Poisson en tejidos : las frecuencias de los campos deben ser menor que  $10^6$  Hz y la ley de Ohm debe cumplirse en la región externa a la superficie.

Para una exposición más detallada de estos temas por favor referirse a [Nuñ90].

## APÉNDICE B

### PUESTA A TIERRA DEL SISTEMA DE ADQUISICIÓN

En este apéndice se describe el procedimiento utilizado en la puesta a tierra del sistema de adquisición; el cual está formado por los siguientes componentes :

- Gabinetes de amplificadores Grass.
- Computadora PC AT 486 DX.
- Promediador clínico Nicolet CA 1000.

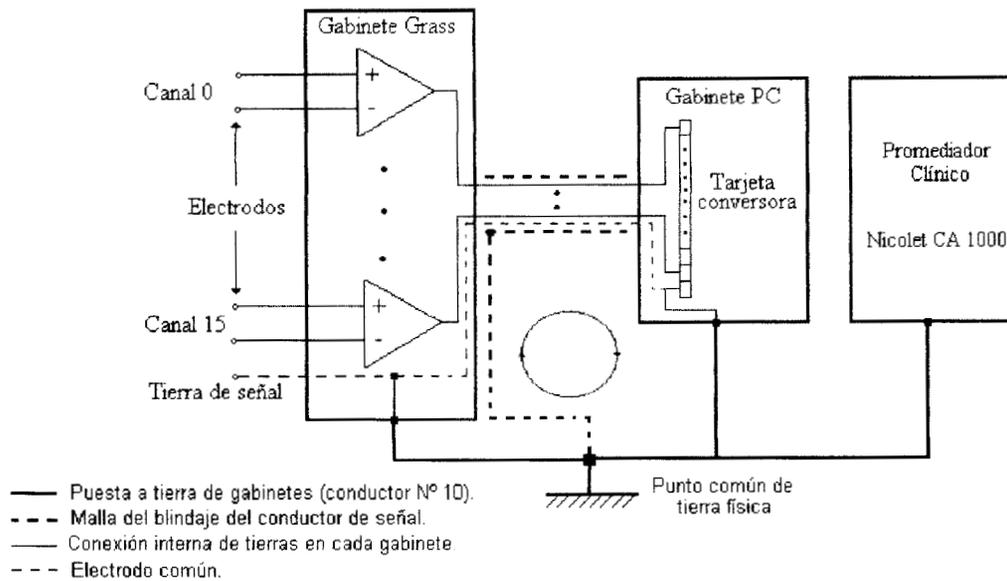


Figura 48

Esquema de conexiones utilizado en la puesta a tierra del sistema de adquisición..

La línea punteada de color rojo indica el conductor de tierra de señal que existía entre el gabinete Grass y la computadora. Se lo eliminó para evitar un posible camino de inducción de 60 Hz ; este camino está indicado por el círculo de color rojo.

El punto de tierra física consiste en una barra clavada en el suelo del exterior del edificio T, todo el cableado se hizo con un conductor n° 10.

### SOFTWARE DESARROLLADO

En el transcurso de la tesis se desarrolló un conjunto de programas que permiten adquirir, procesar y analizar los registros realizados. Todo fue implementado en Turbo Pascal 7.0 (TP7) y en este apéndice se presenta una breve explicación de la función que cumple cada uno de los programas.

#### a. SIMULA.EXE

Este programa permite simular la adquisición de datos mediante una tarjeta conversora A/D PCLAB 818 ; se desarrolló para la puesta a punto de los programas de promediación y visualización.

Genera los archivos de épocas, los cuales se identifican con un nombre de la forma NNNNXXXX.DAT; donde NNNN y XXXX son cadenas de 4 caracteres, esta última indica el número de época adquirida. La cadena NNNN se forma de la siguiente manera : los 2 primeros caracteres conforman un código que identifica a cada paciente, y los 2 restantes indican el número de registro realizado para un determinado paciente. Por ejemplo, el archivo AC020012.DAT contiene la época 12 del segundo registro que se realizó al paciente cuyo código es AC.

Además, genera el archivo de configuración donde se almacena la cantidad de muestras por canal, cantidad de épocas adquiridas, posición de los electrodos en cada uno de los canales que se registraron, rango de voltaje a la entrada del conversor y ganancia de los amplificadores. Estos se identifican con un nombre de la forma NNNN.CFG, para el ejemplo anterior sería AC02.CFG.

#### b. ADQUIERE.EXE

Este programa realiza la adquisición de señal ; controla parámetros tales como frecuencia de muestreo, cantidad de muestras por canal, rango de voltaje a la entrada del conversor analógico/digital y canales a adquirir. Estos parámetros modifican la configuración de las tarjetas de adquisición PCLAB 818.

Los archivos de épocas y configuración se generan igual que en el caso de GENERA.EXE.

#### c. PROMEDIA.EXE

Este programa realiza la promediación de las épocas adquiridas en un registro, este proceso se realiza utilizando un algoritmo de rechazo de artefacto fuera de línea.

Los archivos de promedios generados se identifican por NNNNPROM.DAT, donde NNNN es una cadena de 4 caracteres que se construye en forma idéntica que en el caso de GENERA.EXE.

Por ejemplo, AC02PROM.DAT es el archivo de promedios de las épocas AC02XXXX.DAT. Además genera archivos de la forma NNNNPROM.CFG, donde se almacena la cantidad de muestras por canal, época de inicio y fin de promediación, los canales que se registraron, rango de voltaje a la entrada del conversor, ganancia de los amplificadores y nivel de rechazo de artefacto. En el ejemplo anterior se genera un archivo con nombre AC02PROM.CFG.

**d. VISUALIZ.EXE**

Este programa permite visualizar los promedios almacenados en los archivos NNNNPROM.DAT.

Además de la presentación de los registros mostrada en figuras de los capítulos anteriores, el programa brinda la posibilidad de realizar un acercamiento (zoom) de uno de los canales registrados. En la figura 49 se observa esta situación, se ven los cursores que permiten moverse sobre el registro proporcionando los valores de latencia y amplitud en el punto de intersección de estos.

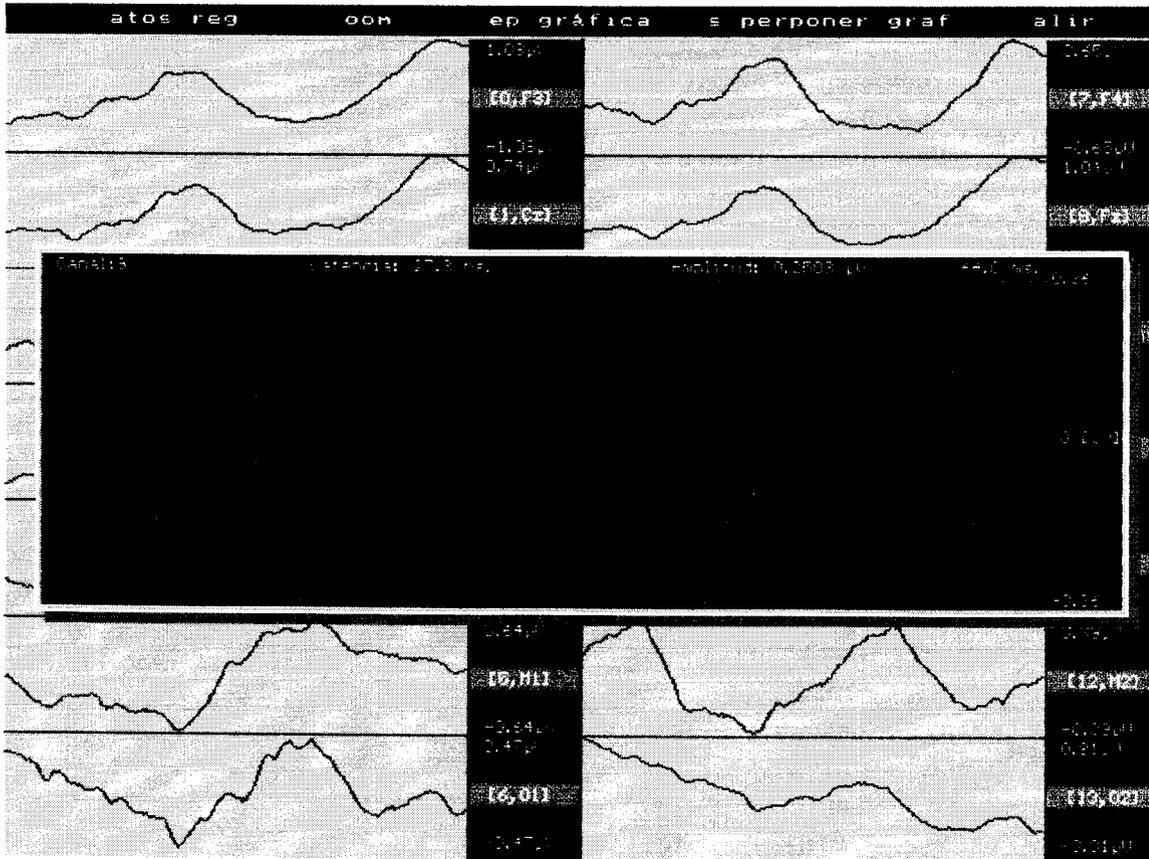


Figura 49

**e. GESTION.EXE**

Este programa permite ver los datos con que se realizó un registro determinado y además se encarga de la gestión de la base de datos de los pacientes involucrados en los registros.

En la figura 50 se observa como se presentan los datos del registro AA03 ; estos datos (excepto la posición de los electrodos) también están disponibles en VISUALIZ.EXE.

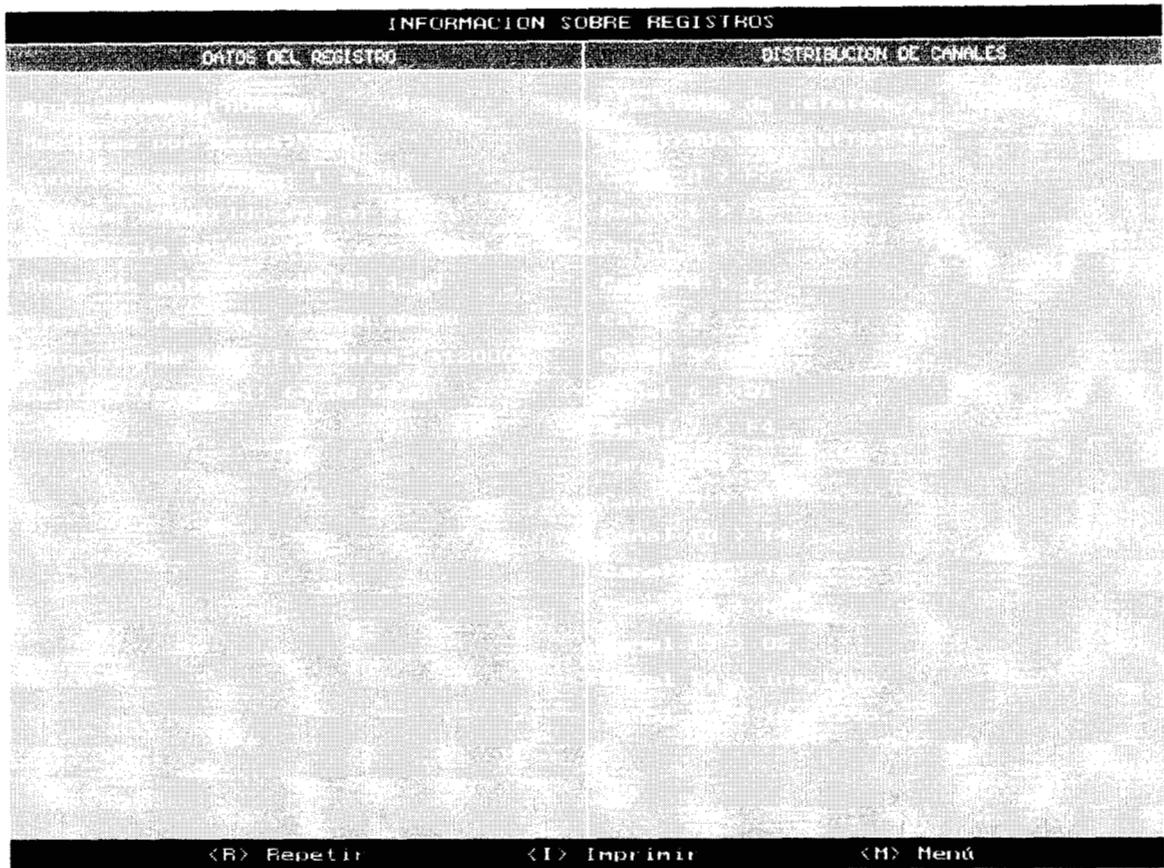


Figura 50

Como se mencionó antes, este programa también se encarga de la gestión de la base de datos de pacientes. En la figura 51 se muestra la pantalla de inicio donde están listadas las acciones que permite realizar.

A las acciones típicas a realizar por un programa de gestión de una base de datos (ingresar, borrar, consultar, modificar, listar) se ha agregado una mas llamada estadística. Esta acción permite calcular valores estadísticos a partir de la información contenida en la base de datos. Específicamente calcula la cantidad de pacientes de cada sexo, edad media de pacientes por sexo y edad máxima y mínima de pacientes por sexo.

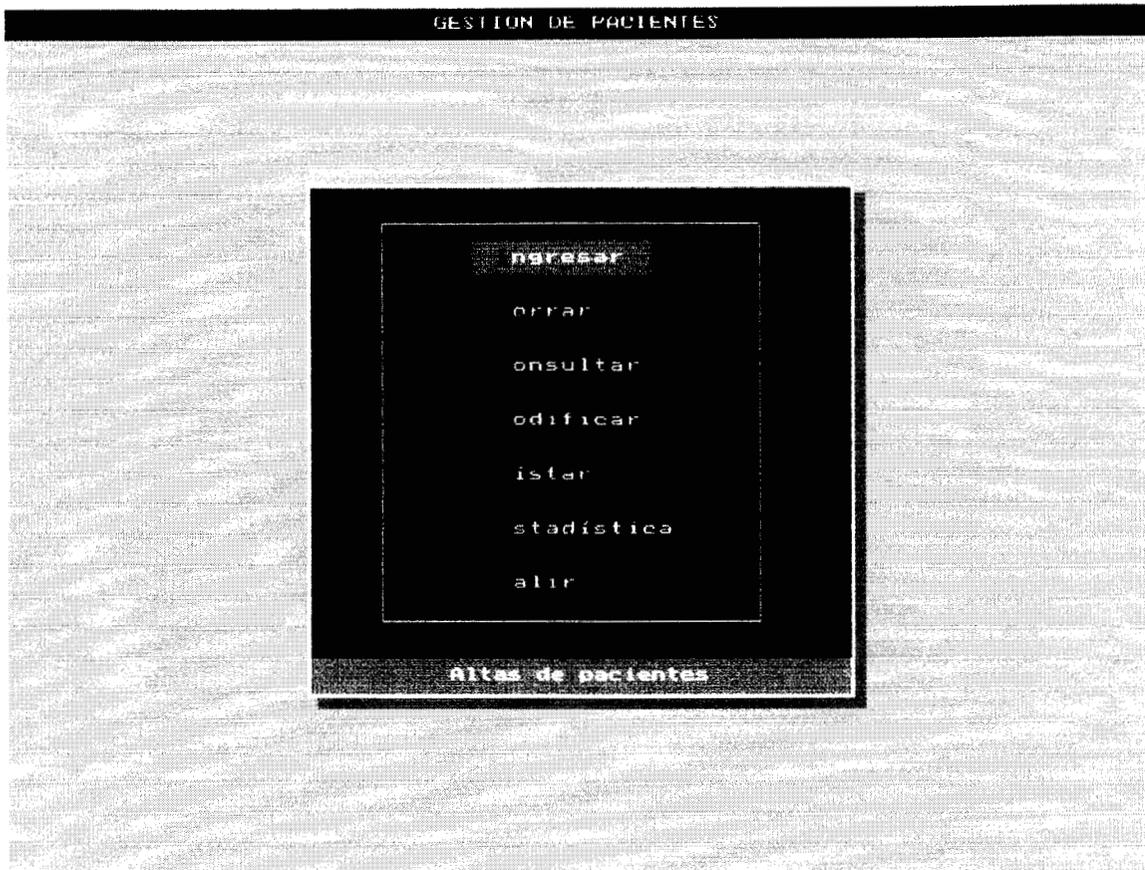


Figura 51

#### f. FILTRO.EXE

Este programa permite realizar un filtrado pasa banda en los registros realizados. El filtrado se realiza en el dominio de la frecuencia, se obtiene la transformada discreta de Fourier (mediante un algoritmo de FFT) y se eliminan las componentes no deseadas ; luego se antitransforma.

## APÉNDICE D

### IMPLEMENTACIÓN DE LA PROMEDIACIÓN

En este apéndice se expone la manera en que solucionó un problema que apareció al momento de implementar el procedimiento de promediación en TP7.

El problema surgió debido a que los datos correspondientes a la señal de PEALM se grabaron con un formato de tipo entero para que los archivos no ocuparan demasiado lugar; de todas formas cada uno de los archivos correspondiente a un registro (1200 épocas) tiene un tamaño de aproximadamente 24 Mb sin comprimir y 8 Mb comprimidos.

Como se detalló en el apéndice C, todo el software se implementó en TP7, y el máximo que asigna este a los datos enteros es  $\pm 32000$ . Si se tiene en cuenta que los datos adquiridos van desde -2048 a 2047, se puede presumir que en el caso de tener 15 repeticiones con valores cercanos a los valores límites entonces se produciría un error en el momento de promediar. Concretamente, si una suma de datos enteros supera uno de los valores mencionados arriba, por ejemplo 32000, entonces lo que ocurre es que la suma tomará valores negativos partiendo de -32000 y se hará menos negativa de acuerdo al valor de la suma.

Por esto se desarrolló una ecuación que permite promediar sin tener el problema mencionado arriba ; tal ecuación es la siguiente :

$$P_{(N)} = \left( \frac{P_{(N-1)} + \frac{Dato_{(N)}}{N-1}}{N} \right) (N-1) \quad (4)$$

donde  $P_{(N)}$  es el promedio número N,  $P_{(N-1)}$  el promedio número N-1 y  $Dato_{(N)}$  es el dato en el instante N.

Para probar esto suponga que  $P_{(1)}=Dato_{(1)}$ , entonces  $P_{(2)}$  es :

$$P_{(2)} = \left( \frac{P_{(1)} + \frac{Dato_{(2)}}{1}}{2} \right) (1) = \frac{Dato_{(1)} + Dato_{(2)}}{2} \quad (5)$$

lo cuál corresponde a la expresión del promedio de  $Dato_{(1)}$  y  $Dato_{(2)}$ .

En este desarrollo los términos  $Dato_{(N)}$  representan los valores de un mismo instante de tiempo en distintas épocas.

Para el caso de  $N=3$  entonces  $P_{(3)}$  es :

$$P_{(3)} = \left( \frac{P_{(2)} + \frac{Dato_{(3)}}{2}}{3} \right) (2) = \left( \frac{\frac{Dato_{(1)} + Dato_{(2)}}{2} + \frac{Dato_{(3)}}{2}}{3} \right) 2 = \frac{Dato_{(1)} + Dato_{(2)} + Dato_{(3)}}{3} \quad (6)$$

Así sucesivamente se puede probar para cualquier instante de tiempo.

Es necesario aclarar que en el caso de  $N=1$  al término correspondiente a  $N-1$  se le asigna el valor 1.

## BIBLIOGRAFÍA

---

### LIBROS

- [CrP75] “**Beckman EEG Handbook**”, Craib A.R., Perry M., 2da. Ed., 1975.
- [Nic81] “**CA 1000 Clinical Averager : Operator Manual**”, Nicolet Instrument, 1981.
- [Bog85] “**Los Potenciales Evocados en el Hombre**”, Jaime Bogacz, El Ateneo (1985).
- [Som86] “**Neurofisiología**”, Somjen G., Ed. Panamericana. (1986)
- [RaS88] “**Neurobiology of Neocortex: Dahlem Workshop Reports**”, Rakic P., Singer W. (Editores), Wiley-Interscience (1988).
- [Nun89] “**Neurophysiological Bases of Event-Related Potentials**”, cap. 2., 1989.
- [KSJ91] “**Principles of Neural Sciences**”, Kandel E.R., Schwartz J.H., Jessell T.M.; 3° Ed., pp. 481-499, Appleton & Lange (1991).
- [NSD93] “**El Sistema Nervioso: Introducción y Repaso**”, Noback C.R., Strominger N.L., Demarest R.J.; 4° Ed., Interamericana-McGraw Hill (1993).
- [DeG93] “**Neuroanatomía Correlativa**”, DeGroot J.; 9° Ed., Manual Moderno (1993).
- [Mar94] “**Introduction to Audiology**”, Martin F.N.; 5° Ed., Prentice-Hall (1994).

### ARTÍCULOS

- [DFM56] “Audiometric Measurements by Electroencephalography”, Derbyshire A.J., Fraser A.A., McDermot M., Bridge A.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 8: 467-478, (1956).
- [CPL60] “Responses to Click from the Human Brain: Some Depth Electrographic Observation”, Chatrian G.E., Petersen M.C., Lazarte S.A.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 12: 479-489, (1968).
- [GeK64] “Responses of Single Unit in the Auditory Cortex”, Gerstein G.L., Kian N.Y.-s; **Experimental Neurology** 10: 1-18, (1964).
- [TeK64] “Evoked Responses from the Auditory Cortex”, Teas D.C., Kiang N.Y.-s; **Experimental Neurology** 10: 91-119, (1964).

[CBR68] "Auditory Evoked Responses from the Exposed Human Cortex", Celesia G.G., Broughton R.J., Rasmussen T., Branch C.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 24: 458-466, (1968).

[CeP69] "Auditory Cortical Areas of Man", Celesia G.G., Puletti F.; **Neurology** 19: 211-220, (1969).

[FrB69] "Human Vigilance and Auditory Evoked Responses", Fruhstofer H., Bergström R.M.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 27: 346-355, (1969).

[MaM69] "Primary Auditory Evoked Potentials After Section of Brachium of the Inferior Colliculus", Majkowski J., Morgades P.P.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 27: 589-593, (1969).

[MeB73] "Representation of the Cochlear Partition on the Superior Temporal Plane of the Macaque Monkey", Merzenich M.M., Brugge J.F.; **Brain Research** 50: 275-296 (1973).

[MKR73] "Cochleotopic Organization of Primary Auditory Cortex in the Cat", Merzenich M.M., Knight P.L., Roth G.L.; **Brain Research** 63: 343-346 (1973).

[PHK74] "Human Auditory Evoked Potentials. I: Evaluation of Components", Picton T.W., Hillyard S.A., Krausz H.I., Galambos R.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 36: 179-190 (1974).

[DBL79] "Brain Electrical Activity Mapping (BEAM): A Method for Extending the Clinical Utility of EEG and Evoked Potential Data", Duffy F.H., Burchfiel J.L., Lombroso C.T.; **Annals of Neurology** 5(4): 309-321 (1979).

[GaS80] "Citoarchitectonic Organization of the Human Auditory Cortex", Galaburda A., Sanides F.; **Journal of Comparative Neurology** 190: 597-610 (1980).

[KHS80] "Evidence for a Primary Cortical Origin of a Middle Latency Auditory Evoked Potentials in Cats", Kaga K., Hink R.F., Shinoda Y., Suzuki J.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 50: 254-266, (1980).

[Gal81] "Auditory Evoked Potentials: A Tutorial", Galambos R. (1981).

[Coh82] "Coronal Topography of the Middle Latency Auditory Evoked Potentials (MLAEPs) in Man", Cohen M.M.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 53: 231-236 (1982).

[Has82] "Auditory Evoked Potentials from the Human Midbrain: Slow Brain Stem Responses", Hashimoto I.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 53: 652-657 (1982).

[WoW82] "Scalp distribution of Human Auditory Evoked Potentials. I Evaluation of Reference Electrode Sites", Wolpaw J.R., Wood C.C.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 54: 15-24, (1982).

[WoW82] "Scalp Distribution of Human Auditory Evoked Potentials. II Evidence for Overlapping Source and Involvement of auditory Cortex", Wood C.C., Wolpaw J.R.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 54: 25-38, (1982).

[JBF82] "Normative Values for Brain Stem Auditory Evoked Potentials Obtained by Digital Filtering and Automatic Peak Detection", John E.R., Band H., Fridman J., Bergelson M.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 54: 153-160, (1982).

[Sch82] "Simultaneous Recording and Separation of Early and Middle Latency Auditory Evoked Potentials", Scherg M.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 54: 339-341, (1982).

[RWK82] "Tonotopic Organization of the Human Auditory Cortex", Romani G.L., Williamson S.J., Kaufman L.; **Science** 216(18): 1339-1340 (1982).

[PLH83] "Aspects of Averaging", Picton T.W., Linden R.D., Hamel G., Maru J.T.; **Seminars in Hearing : Auditory Evoked Potentials (Nicolet Biomedical)** 4( 4): 327-341 (1983).

[MuD83] "Clinical Applications of the (Auditory) Middle Latency Response - An Overview", Musiek F.E., Donnelly K.; **Seminars in Hearing : Auditory Evoked Potentials (Nicolet Biomedical)** 4( 4): 391-401 (1983).

[MuD83] "Auditory Evoked Latency Responses : Current Issues", Kileny P.; **Seminars in Hearing : Auditory Evoked Potentials (Nicolet Biomedical)** 4( 4): 403-413 (1983).

[LLD84] "Recording of Auditory Evoked Potentials in Man Using Chronic Subdural Electrodes", Lee Y.S., Lueders H., Dinner D.S., Lesser R.P., Hahn J., Klem G.; **Brain** 107: 115-131, (1984).

[LGA84] " Estudio de los Potenciales Evocados Auditivos en una Población de Normooyentes", López Moya J.J., Galván Pardado A., Alvarez Vicent J.J.; **Acta Otorrinolaring. Esp.** 35(5): 371-380 (1984).

[PPB85] "Sequential Colour Mapping System of Brain Potentials", Peronnet F., Pernier J., Bertrand O., Maguiere F.; **Computer Methods and Programs in Biomedicine** 20: 9-16 (1985).

[BoM85] "Brainstem Auditory Evoked Potentials", Boston J.R., Moller A.R.; **CRC Critical Review in Biomedical Engineering** 13(2): 97-123 (1985).

[Leh86] "Spatial Analysis of Human Evoked Potentials", Lehman D.; **Evoked Potentials (A. R. Liss Inc.)** 3-14 (1986).

[PPB87] "Mapping of Scalp Potentials by Surface Spline Interpolation", Perrin F., Pernier J., Bertrand O., Giard M.H., Echallier J.F.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 66: 75-81 (1987).

[SNG87] "Los Potenciales de Latencia Media en Sujetos Normales y en Afecciones Auditivas y del Sistema Nervioso Central", Schneider M., Nuñez M., García Bartual E., Mencheta E., Bernal E.; **Acta Otorrinolaring. Esp.** 38(6): 357-360 (1987).

[PPB88] "Spherical Splines for Scalp Potential and Current Density Mapping", Perrin F., Pernier J., Bertrand O., Echallier J.F.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 1988.

[PHL89] "Tonotopic Organization of the Auditory Cortex: Pitch versus Frequency Representation", Pantev C., Hoke M., Lutkenhöner B., Lehnertz K.; **Science** 246: 482-488, (1989).

[THK89] "Interaural Interaction in the Human Auditory Cortex", Tiikohen J., Hari R., Kaukoranta E., Kajola M.; **Audiology** 28: 37-48, (1989).

[PHK89] "Frequency-Specific Auditory Brainstem Responses: Effective Masking Level and Relationships to Behavioural Thresholds in Normal Living Hearing Adults", Purdy S.C., Houghton J.M., Keith W.J., Greville K.A.; **Audiology** 28: 82-91, (1989).

[LeJ89] "Auditory Evoked Potentials and Magnetic Fields in Patients with Lesions of the Auditory Cortex", Leivonen L., Joustiniemi S.L.; **Acta Neurológica Scandinava** 79: 316-325, (1989).

[DBL89] "Brain Electrical Activity Mapping (BEAM): A Method for Extending the Clinical Utility of EEG and Evoked Potential Data", Duffy F.H., Burchfiel J.L., Lombroso C.T.; **Annals of Neurology** 5(4): 309-321 (1989).

[DIS89] "Average Evoked Potentials", Duffy F.H., Iyar V.G., Surwillo W.W.; **Clinical Electroen. and Topographic Brain Mapping** Cap. 17, Springer-Verlag (1989).

[CSW90] "Human Middle-Latency Auditory Evoked Potentials: Vertex and Temporal Components", Cacace A.T., Saty S., Wolpaw J.R.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 77: 6-18 (1990).

[Nuñ90] "Physical Principles and Neurophysiological Mechanism Underlying Event-Related Potentials", Nuñez P.L.; **Neurophysiological Bases of Event-Related Potentials** cap. 2 pp. 19-35.

- [BPP91] "Evidence for a Tonotopic Organization of the Auditory Cortex Observed with Auditory Evoked Potentials", Bertrand O., Perrin F., Pernier J.; **Acta Otolaryngology (Stockh) Suppl.** 491: 116-123 (1991).
- [Har91] "Activation of the Human Auditory Cortex by Speech Sounds", Hari R.; **Acta Otolaryngology (Stockh) Suppl.** 491: 132-138 (1991).
- [LMC91] "Localization of the Primary Auditory Area in Man", Liegeois-Chauvel C., Musolino A., Chauvel A.; **Brain: Journal of Neurology** 114: 139-153 (1991).
- [RHH91] "Auditory Attention Affects Two Different areas in the Human Supratemporal Cortex", Rif J., Hari R., Hämäläinen M.S., Sams M.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 79:464-472 (1991).
- [Moo91] "Anatomy and Physiology of Binaural Hearing", Moore D.R.; **Audiology** 30: 125-134 (1991).
- [Mas92] "Role of the Central Auditory System in Hearing: The New Directions", Masterton R.B.; **Trends in Neurosciences** 15: 280-285, (1992).
- [LKM92] "Binaural Stimulation Reveals Functional Differences Between Midline and Temporal Components of the Middle Latency Response in Guinea Pigs", Littman T., Kraus N., McGee T., Nicol T.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 84: 362-372 (1992).
- [WAA93] "Intermodal Selective Attention: Evidence for Processing in Tonotopic Auditory Fields", Woods D.L., Alho K., Algazy A.; **Psychophysiology** 30: 287-295 (1993).
- [PEM93] "Relationship of Transient and Steady-State Auditory Evoked Fields", Pantev C., Elbert T., Makeig S., Hampson S., Eulitz C., Hoke M.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 88: 389-396 (1993).
- [KBM93] "Auditory Detection of the Human Brainstem Auditory Evoked Response", Kidd G. Jr., Burkard R.F., Mason C.R.; **Journal of Speech and Hearing Research** 36: 442-447 (1993).
- [DoW93] "Objective Response Detection in the Frequency Domain", Dobie R.A., Wilson M.J.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 88: 516-524 (1993).
- [SKO93] "The Auditory Evoked Middle-Latency Responses (MLRs): Their Normative Variation and Generators", Seki H., Kimura I., Ohnuma a., Saso S., Kogure K.; **Tohoku J. Exp. Med.** 170: 157-167 (1993).

[SAK94] "ABR Topographic Mapping with Digital Filtering Using Fast Fourier Transform", Suzuki T., Aoyagi M., Koike Y.; **Acta Otolaryngologic (Stockh) Suppl.** 511: 61-70 (1994).

[PEE94] "The Auditory Evoked Sustained Field: Origin and Frequency Dependence", Pantev C., Eulitz C., Elbert T., Hoke M.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 90: 82-90 (1994).

[LLM94] "IFCN Guidelines for Topographic and frequency Analysis of EEGs and EPs. Report of an IFCN Committee", Lehamn D., Lopes da Silva F., Matsuoka S., Sutherling W., Vibert J.F., Nuwer M.R.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 91: 1-5 (1994).

[GAN94] "IFCN Recommended Standards for Brain-Stem Auditory Evoked Potentials. Report of an IFCN Committee", Goodin D., Aminoff M., Nuwer M.R., Matsukoa M., Mauguere F., Vibert J.F.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 91: 12-17 (1994).

[GDM94] "IFCN Recommended Standards for Long-Latency Auditory Event-Related Potentials. Report of an IFCN Committee", Goodin D., Desmedt J., Maurer K., Nuwer M.P.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 91: 18-20 (1994).

[LMB94] "Evoked Potentials Recorded from the Auditory Cortex in Man: Evaluation and Topography of the Middle Latency Components", Liégeois-Chauvel C., Musolino A., Badier J.M., Marquis P., Chauvel P.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 92: 204-214 (1994).

[GPE94] "Dissociation of Temporal and Frontal Components in the Human Auditory N1 Wave: A Scalp Current Density and Dipole Analysis", Giard M.H., Perrin F., Echallier J.F., Thévenet M., Froment J.C., Pernier J.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology / Evok. Pot. Section** 92: 238-252 (1994).

[YUI94] "Effects of Stimulation Side on Human Middle Latency Auditory Evoked Magnetic Fields", Yoshiura T., Ueno S., Iramina K., Masuda K.; **Neuroscience Letters** 172: 159-162 1994.

[PBE95] "Specific Tonotopic Organization of Different Areas of the Human Auditory Cortex Revealed by Simultaneous Magnetics and Electrical Recordings", Pantev C., Berttrand O., Eulitz C., Verkindt C., Hampson S., Schuere G, Elbert T.; **Electroencephalography and Clinical Neurophysiology** 94: 26-40 (1995).

[McK96] "Auditory Development Reflected by Middle Latency Response", McGee T., Kraus N.; **Ear & Hearing** 17(5): 419-429 (1996).

**REFERENCIAS INCOMPLETAS.**

[] “Biophysical Aspects of EEG and Magnetoencephalogram Generation”, Lopes da Silva F., Van Rotterdam A.

[] “Guideline One: Minimum Technical Requirements for Performing Clinical Electroencephalography”, **Journal of Clinical Neurophysiology** 11(1): 2-5 (1994).

[] “Guideline Two: Minimum Technical Requirements for Performing Pediatric Electroencephalography”, **Journal of Clinical Neurophysiology** 11(1): 6-9 (1994).

[] “Guideline Nine: Guidelines on Evoked Potentials”, **Journal of Clinical Neurophysiology** 11(1): 40-73 (1994).

## ABREVIATURAS

---

*CA* : corteza auditiva.  
*CAP* : corteza auditiva primaria.  
*CAS* : corteza auditiva secundaria.  
*CC* : corteza cerebral.  
*CGM* : cuerpo geniculado medial.  
*CI* : colículo inferior.  
*Co* : cóclea.  
*CP* : célula pilosa.  
*CT* : cuerpo trapezoide.  
*EEG* : electroencefalograma.  
*EMG* : electromiograma.  
*LL* : lemnisco lateral.  
*MB* : membrana basilar.  
*MT* : membrana tectoria.  
*NC* : núcleo coclear.  
*NOS* : núcleo olivar superior.  
*NR* : núcleos de relevo.  
*PE* : potenciales evocados.  
*PEATC* : potenciales evocados auditivos de tallo cerebral.  
*PEALL* : potenciales evocados auditivos de latencia larga.  
*PEALM* : potenciales evocados auditivos de latencia media.  
*PS* : pelo sensorio.  
*RSR* : relación señal a ruido.  
*SNC* : sistema nervioso central.  
*SNP* : sistema nervioso periférico.  
*TC* : tallo cerebral.  
*TCI* : tubérculo cuadrigémino inferior