



**Universidad Autónoma Metropolitana**  
**División de Ciencias Básicas e Ingeniería**

**AUDIOMETRÍA ESTIMADA A PARTIR  
DEL POTENCIAL EVOCADO AUDITIVO  
DE LATENCIA MEDIA**

Tesis que presenta  
**Agar Karina Quintana López**  
Para Obtener el Grado de  
**Maestro en Ciencias en Ingeniería Biomédica**

**Asesor:** M. en I. Juan Manuel Cornejo Cruz

Jurado Calificador:

**Presidente:** M. en C. Miguel Cadena Méndez UAM-I

**Secretario:** M. en I. Juan Manuel Cornejo Cruz UAM-I

**Vocal:** Dra. Lizette Carranco Hernández INER

México, mayo de 2010



# Agradecimientos

---

*Cualesquiera que hayan sido nuestros logros,  
alguien nos ayudó siempre a alcanzarlos.*

*Althea Gibson*

Deseo iniciar agradeciendo a Dios por haberme puesto en el lugar correcto con las personas adecuadas, por haberme dado la sabiduría para tomar la decisión mas acertada en cada momento de conflicto y por proporcionarme el coraje y fortaleza necesaria para enfrentar todas y cada una de las dificultades que se presentaron.

A mis padres Josefina e Ignacio, sus oraciones jamás me han abandonado... espero se sientan orgullosos de mi.

Del mismo modo, agradezco a mis hermanos que a su manera cada uno me ha motivado a continuar buscando mis objetivos.

En el ámbito profesional, a la persona que ha sido fundamental para el inicio, desarrollo y culminación de esta etapa: M. en I. Juan Manuel Cornejo Cruz, gracias por alimentar, motivar y proporcionar las enseñanzas necesarias y por señalar de forma paciente mis deficiencias, abriéndome la posibilidad de terminar este trabajo de manera exitosa.

También es importante reconocer el apoyo de la Dra. Lizette Carranco Hernández y del M. en C. Miguel Cadena Méndez quienes contribuyeron a la culminación de este trabajo.

Agradezco también a aquellas personas que de una u otra forma me han demostrado su total apoyo: Esperanza Ibanez Torres, M. en I. Ma. del Pilar Granados Trejo, M. en C. Martín García y a los trabajadores, maestros y doctores de la UAM-I cuyas enseñanzas y consejos han influido en este logro.

Por último, pero no menos importante deseo agradecer el apoyo económico del Consejo Nacional de Ciencia y Tecnología con el número de registro 203534.

# Índice general

---

Agradecimientos	III
Índice general	V
<b>1. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>2. Hipótesis y Objetivos</b>	<b>5</b>
2.1. Hipótesis de Trabajo . . . . .	5
2.2. Objetivos . . . . .	5
2.2.1. General: . . . . .	5
2.2.2. Específicos: . . . . .	5
<b>3. Marco Teórico</b>	<b>7</b>
3.1. Potencial Evocado Auditivo de Latencia Media (PEALM) . . . . .	7
3.2. Detección del PEALM . . . . .	10
3.3. Aplicación del PEALM . . . . .	10
3.3.1. Estimación del Umbral Auditivo . . . . .	11
3.3.2. Estímulos usados en la estimación del Umbral Auditivo . . . . .	11
3.3.3. Estimación del Umbral Auditivo a partir de la detección visual de Pa . . . . .	12
3.3.4. Inconveniente de la detección visual . . . . .	14
3.4. Trabajos previos . . . . .	15
3.4.1. Caracterización de Pa . . . . .	15
3.4.2. Estimación del umbral auditivo . . . . .	15

<b>4. Metodología</b>	<b>19</b>
4.1. Calibración del equipo de prueba . . . . .	19
4.2. Población . . . . .	19
4.3. Criterios de inclusión . . . . .	19
4.4. Condiciones de prueba . . . . .	19
4.5. Realización de las pruebas . . . . .	20
4.5.1. Audiometría . . . . .	20
4.5.2. Prueba de PEALM . . . . .	21
4.5.3. Parámetros de estimulación . . . . .	22
4.5.4. Parámetros de adquisición . . . . .	22
4.5.5. Captura y tratamiento de datos . . . . .	23
<b>5. Resultados</b>	<b>29</b>
5.1. Detección visual de Pa y comparación del $\overline{UA}_{pre}$ vs UA . . . . .	30
5.2. Detección de Pa mediante el algoritmo <i>Fisher Single Point</i> (Fsp). . . . .	32
5.3. Detección visual de Pa post-selección de épocas y comparación del $\overline{UA}_{post}$ vs UA . . . . .	34
5.4. Amplitud de Pa como función de la intensidad y frecuencia del estímulo . . . . .	39
5.5. Latencia de Pa como función de la intensidad y frecuencia del estímulo . . . . .	41
5.6. Umbral Auditivo Estimado ( $\overline{UA}_{mod}$ ) . . . . .	45
5.7. Caso de estudio: Sujeto con pérdida unilateral severa izquierda. . . . .	49
5.7.1. Detección del pico Pa y estimación del umbral auditivo . . . . .	50
5.7.2. Comparación entre el Umbral Audiométrico (UA) y el Umbral Auditivo Es- timado ( $\overline{UA}_{mod}$ ). . . . .	52
<b>6. Discusión y Conclusiones</b>	<b>55</b>
<b>Bibliografía</b>	<b>57</b>
<b>A. Audiometría Convencional</b>	<b>63</b>
<b>B. Artefactos del PEALM</b>	<b>65</b>
B.1. Reflejos musculares . . . . .	65

B.2. Estado de consciencia . . . . .	67
B.3. Edad, género y raza . . . . .	67
<b>C. Método de detección Fsp</b>	<b>69</b>
<b>D. Latencia y Amplitud del pico Pa</b>	<b>71</b>
D.1. Latencia del pico Pa . . . . .	71
D.2. Amplitud del pico Pa . . . . .	72
<b>E. Registro de voluntarios</b>	<b>73</b>
E.1. Formato de Antecedentes Audiológicos . . . . .	73
E.2. Citatorio para Estudio de PEALM . . . . .	74
E.3. Formato para Estudio de PEALM . . . . .	74



---

# Introducción

---

Los Potenciales Evocados Auditivos de Latencia Media (PEALM) han sido descritos como la actividad eléctrica de diferentes estaciones de relevo a lo largo de la vía auditiva, desde el colículo inferior hasta corteza auditiva primaria. Esta actividad se ha registrado con electrodos de superficie, observándose como un conjunto de picos positivos y negativos que se suceden entre los 10 y 50 ms posteriores al estímulo sonoro. Debido a sus fuentes generadoras, éstos potenciales fueron los primeros estudiados con propósitos audiométricos [1, 2, 3].

A diferencia de los Potenciales Evocados Auditivos de Tallo Cerebral (PEATC) provocados con clic's, inespecíficos en frecuencia [4, 5, 6, 7], los PEALM pueden ser provocados con estímulos de frecuencia específica lo que posibilita su uso en la búsqueda de una prueba electrofisiológica que permita equipararse, con las restricciones debidas, a la estimación del umbral auditivo, tal como se logra en una Audiometría [2, 4, 5, 7]. Así también, se diferencian de los Potenciales Auditivos de Latencia Larga (PEALL) que aunque provocados con estímulos específicos en frecuencia, conllevan contribuciones originadas en áreas corticales superiores, esto es, reflejan procesamiento central además de la actividad asociada a la interpretación del mensaje auditivo.

La única prueba que permite conocer el umbral auditivo de una persona, es decir, la mínima intensidad sonora audible para un conjunto clínicamente preestablecido de tonos puros, es la Audiometría [8, 9]. Esta prueba requiere de la comprensión y colaboración activa del paciente por lo que presenta serias limitaciones para su aplicación en poblaciones de neonatos, niños menores de 4 años, niños y adultos con retraso mental severo o con desórdenes psiquiátricos, así también con personas involucradas en litigios cuyas respuestas pueden estar sesgadas. Es esta la principal justificación para la

búsqueda de una prueba electrofisiológica que tenga el mismo propósito de la Audiometría; donde no sea indispensable la participación conciente del sujeto.

Dada su posibilidad de especificidad en frecuencia, los PEALM's han sido estudiados sistemáticamente para propósitos audiométricos [9]. Por otra parte existen trabajos donde se intenta predecir el umbral auditivo mediante PEALM's empleando estímulos sonoros en un conjunto reducido de frecuencias [10, 11, 12, 13, 14, 15]. La estimación del umbral auditivo se ha hecho mediante la detección visual del pico Pa del PEALM. Este pico se considera como la primer actividad eléctrica en corteza auditiva primaria [1, 14] debida a un estímulo auditivo [7, 8, 14, 16]; adicionalmente se considera que la aparición de este pico está relacionado con el umbral de audición [5, 8, 14, 17], constituyéndose así como una alternativa objetiva para conocer el umbral de audición del sujeto. En este sentido se han realizado trabajos, en normoyentes, como los de Susuki et al (1981), Stapells (1984), Maurizi et al (1984) y Stapells et al (2005), y para hipoacúsicos Z. M. Xu et al en 1996; donde se han empleado estímulos de 500, 1000 Hz y 2000 Hz.

Hasta aquí cabe decir que si bien el umbral de audición es importante, también lo es obtener información en el rango de frecuencias que ocupa la comunicación hablada. Con lo antes dicho no resulta claro el porqué no se ha continuado con estas investigaciones empleando estímulos sonoros en una banda de frecuencias coincidente con la que se explora en una Audiometría. Otro tanto puede ser dicho acerca de la calibración empleada para la intensidad del estímulo sonoro; en todos los trabajos consultados se emplean calibraciones distintas a la empleada en una Audiometría estándar i.e.  $dB_{HL}$  (*decibeles de Nivel de Audición - Hearing Level*).

Valiéndose del hecho que la intensidad sonora mínima necesaria para la detección del pico Pa está relacionada con el umbral auditivo del sujeto a la frecuencia del estímulo sonoro, se propone estimar la Audiometría de sujetos normoyentes mediante una prueba objetiva de PEALM y contrastar esta estimación con la Audiometría clínica. Para este propósito ubicando al sujeto -bajo sueño fisiológico- en el interior de una cámara sono-amortiguada y anecoica, se obtiene el PEALM empleando sonidos de cuatro frecuencias diferentes, seleccionadas dentro del intervalo más significativo para la comunicación hablada, y presentados mediante audífonos en un intervalo de intensidad cómodo. Buscando

facilitar la detección de Pa se probaron diferentes estrategias de realce del pico Pa, adicionales a la técnica de promediación. De tal suerte que la medición de los atributos de amplitud y latencia del pico Pa del PEALM permitan estimar la Audiometría.



---

# Hipótesis y Objetivos

---

## 2.1. Hipótesis de Trabajo

La medición de los atributos de amplitud y latencia del pico Pa del PEALM permite estimar la Audiometría de un sujeto normoyente, prescindiendo de su participación conciente.

## 2.2. Objetivos

### 2.2.1. General:

- Medir la amplitud y latencia del pico Pa del PEALM para estimar la Audiometría en una población de sujetos normoyentes.

### 2.2.2. Específicos:

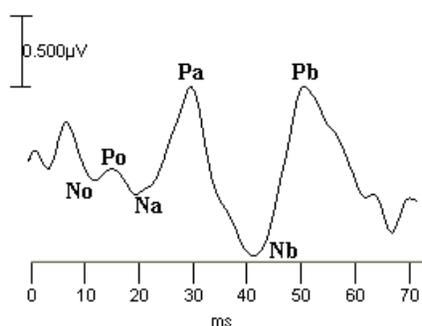
- Medir la amplitud y latencia del pico Pa del PEALM como función de la intensidad y frecuencia del estímulo sonoro.
- Obtener el Umbral Auditivo Estimado ( $\overline{UA}$ ) a partir de la medición del pico Pa del PEAM.
- Comparar el Umbral Auditivo Estimado ( $\overline{UA}$ ) con el umbral audiométrico (UA).



# Marco Teórico

## 3.1. Potencial Evocado Auditivo de Latencia Media (PEALM)

Fué descrito por primera vez en 1958 por Geisler et al. Algunos investigadores consideran esta respuesta dentro de los primeros 50 ms posteriores a la presentación del estímulo sonoro (Davis, 1976; Hall, 1982 Polich & Starr, 1983) y otros investigadores lo consideran dentro de los primeros 80 ms [6, 10, 11, 12, 13, 14, 15, 16], posteriores a la presentación de un estímulo sonoro. En el PEALM se han reportado seis deflexiones diferentes que aparecen como una secuencia de picos de voltaje positivos (P) y negativos (N), denominados alfabéticamente por letras minúsculas que incluyen los componentes No (8 ms), Po (12 ms), Na (18 ms), Pa (30 ms), Nb (40 ms), y P1 o Pb (50 ms), figura 3.1.



**Figura 3.1:** Forma de onda del PEALM normal, con picos de latencia No (8 ms), Po (12 ms), Na (18 ms), Pa (30 ms), Nb (40 ms), y P1 o Pb (50 ms).

Esta forma de representación fue introducida por Goldstein y Rodman en 1967 y ha sido desde entonces usada universalmente. La onda Po no es considerada actualmente un componente del PEALM, ya que refleja principalmente actividad eléctrica de los músculos post-auriculares. Na, Pa

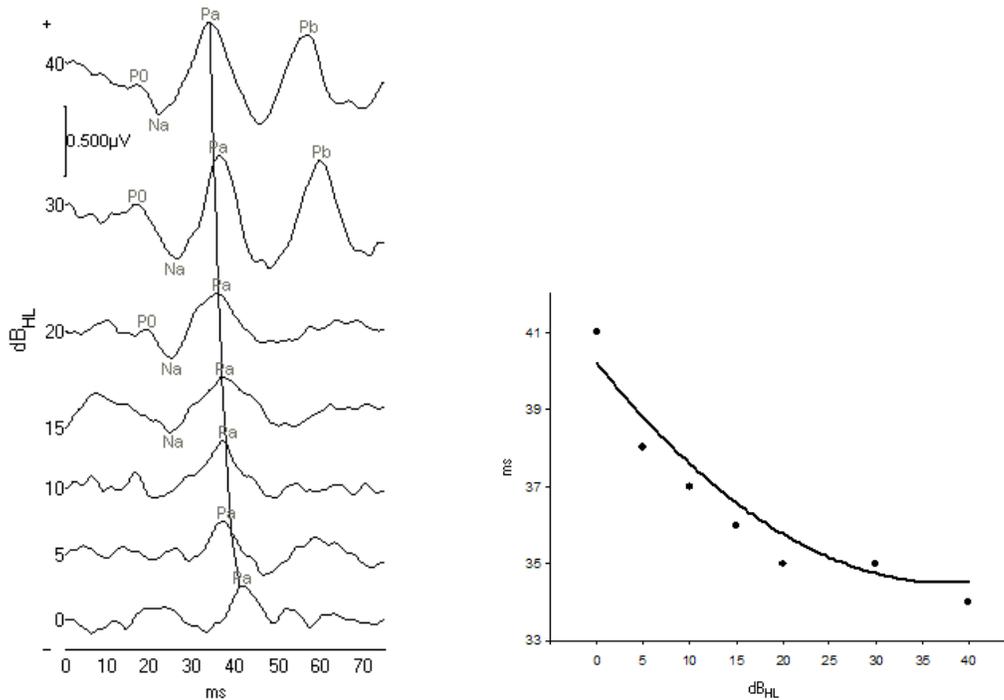
y Nb son las ondas más frecuentemente analizadas debido a sus incrementos de amplitud y consistencia [10]. La onda Pb es altamente variable y puede no aparecer en sujetos normales [16, 17].

Basados en su latencia, se sabe que éstas deflexiones son generadas en sitios localizados en la región tálamo-cortical y corteza auditiva primaria y/o regiones corticales primarias [12, 13, 18, 19]. La evidencia disponible sugiere que Na se origina probablemente de las estructuras de mesencéfalo (Hashimoto, 1982; Kraus et al., 1994) o en la corteza auditiva (Yoshiura et al., 1995, 1996) y que Pa se origina en corteza auditiva primaria y de fuentes subcorticales (Hashimoto, 1982; Miusiek et al., 1984; Kraus et al., 1994; Polyakov & Patt, 1994; Yoshiura et al., 1995). Específicamente se ha reportado que Pa se origina en la parte posterior del Giro de Heschl (Liégeois-Chauvel et al., 1994; Godey et al., 2001; Yvert et al., 2001). El origen de los componentes subsecuentes, Nb y P1, no es muy claro, aunque se menciona que Nb surge de fuentes en corteza auditiva o a la mitad del cerebro [7, 20], y se cree que P1 es generado en o cerca de la corteza auditiva primaria (Yoshiura et al., 1995; Onitsuka et al., 2000; Godey et al., 2001), posiblemente en la corteza auditiva de asociación [16, 21].

Las ondas negativas (Na y Nb) y positiva (Pa) son las de mayor interés en el PEALM [22], se presentan en la mayoría de los pacientes, son replicables, y se consideran componentes confiables susceptibles de obtenerse con varios tipos de estímulo [23, 24]. Además se ha reportado que proporcionan un verdadero método para detectar el PEALM que sucede, probablemente, a partir de actividad eléctrica generada en sitios localizados en la región tálamo-cortical, [1, 14, 15, 17]. La reproducibilidad y latencia del complejo Nb-Pb es variable, lo que dificulta su análisis [5, 25].

No obstante el pico Pa, a diferencia de los otros picos del PEALM, ha mostrado ser el más prominente y consistente (Chatrain et al, 1960; Ruhm et al, 1967; Celesia et al, 1968; Picton et al, 1974; Maurizi et al, 1984; J.J. Barajas et al, 1988; Z.M.Xu et al, 1996; Schochat et al, 2006; Figueiredo Frizzo et al, 2007) y en consecuencia el más analizado. De acuerdo a esto podemos considerar la detección de Pa del PEALM para verificar la integridad de las vías auditivas hasta la región tálamo-cortical de corteza auditiva primaria y así evaluar electrofisiológicamente el umbral auditivo.

En la figura 3.2 se muestran los registros del PEALM obtenidos con un estímulo de 500 Hz a diferentes niveles de intensidad. En (A) se puede observar a Pa como el pico más prominente y consistente. En (B) se muestra la correspondiente función latencia-intensidad de Pa.



(a) Pa se observa como el pico más consistente, incrementa su latencia conforme disminuye la intensidad del estímulo.

(b) Función latencia vs. intensidad de Pa.

Figura 3.2: Registros PEALM ipsilaterales de un adulto normoyente, obtenidos con pip's de 500 Hz.

La amplitud del PEALM es muy sensible al ruido, de ahí que la latencia de los picos de actividad del PEALM sea la característica más robusta y confiable. La latencia de los picos de actividad, principal parámetro para su interpretación, es consistente y replica entre sujetos normoyentes. En sujetos con pérdida auditiva conductual la latencia de estos picos es mayor que en normoyentes debido a que la intensidad del estímulo que llega a la cóclea es menor. A medida que se disminuye la intensidad del estímulo la latencia de las ondas del PEALM se incrementa y su amplitud disminuye. Asimismo a altas frecuencias de estimulación, la amplitud de los componentes del PEALM tiende a disminuir, lo cual se cree está asociado con un decremento en la capacidad de respuesta neuronal del sistema auditivo central [19].

## 3.2. Detección del PEALM

El criterio para la detección del PEALM se basa usualmente en la morfología de la respuesta (particularmente la amplitud y latencia de sus picos). El PEALM es mucho más pequeño que el EEG. El método más común para enfatizar el PEALM enmascarado por el EEG, es promediando la respuesta de EEG para múltiples estímulos idénticos, obtenidos bajo condiciones idénticas de estimulación y registro. Este promedio tendrá un perfil más suave que cualquiera de los trazos individuales del cual se deriva. Los picos de interés serán más fáciles de identificar y medir que de forma individual aun cuando éstos sean superpuestos. El PEALM se generará lo mismo para cada uno de los estímulos (debido a su relación de tiempo con el estímulo) mientras que el ruido de fondo variara y por lo tanto será reducido por la promediación [9].

La respuesta del músculo post-auricular (MPA), ver Apéndice B, puede confundirse muy fácilmente con el PEALM; no se elimina por promediación ya que es generado por el mismo estímulo que evoca el PEALM. Siendo el MPA de mayor amplitud que el PEALM, se obtiene con pocas promediaciones. Sin embargo, su amplitud se reduce cuando el sujeto está bajo anestesia o se relaja voluntariamente [22].

Si el PEALM resultante de la promediación es aún muy ruidoso, se puede realizar un filtrado digital post promediación para remover frecuencias no deseadas [11]. Aunque el filtrado digital no puede retirar todo el ruido, puede ayudar en algunas situaciones a una mejor identificación de la forma de onda. Otra forma de liberar el trazo de ruido de alta frecuencias es a través del suavizado post promediación [9].

## 3.3. Aplicación del PEALM

Clínicamente, el estudio del PEALM es muy usado como herramienta de diagnóstico para estimar los umbrales auditivos a frecuencia específica, siendo ésta la aplicación más importante [3, 22], principalmente para sonidos de 500 y 1000 Hz [12, 8, 14, 15, 22]. A intensidades supraumbrales han mostrado ser potencialmente útiles en la evaluación de pacientes con tinnitus y pérdida auditiva (Gerken et al, 2001), desórdenes de procesamiento auditivo (Purdy et al, 2002), pacientes con escle-

rosis múltiple (Hender et al, 1996; Versino et al, 1992) y en pacientes con implante coclear (Firszt et al, 2002).

También se recurre a los PEALM's cuando por la edad del paciente no es posible practicar una Audiometría o bien cuando, por razones médico-legales [9] se requiere validar ésta.

### **3.3.1. Estimación del Umbral Auditivo**

El uso del PEALM para valorar el umbral auditivo se ha mencionado mucho como una técnica de evaluación "objetiva". Significa que esta técnica a diferencia de la prueba audiométrica convencional, no requiere de la participación consiente del paciente. Sin embargo en muchas aplicaciones clínicas los métodos de potenciales evocados requieren un observador humano para interpretar visualmente los registros obtenidos. La interpretación de un PEALM es problemática puesto que su amplitud es pequeña respecto al ruido de fondo. Este problema se complica cuando la estimación de los umbrales PEALM se realiza a baja intensidad, donde los picos del PEALM no son fáciles de observar [27].

La estimación del umbral auditivo mediante el PEALM se ha hecho a partir de la detección visual del pico Pa, ya que se considera la primer actividad eléctrica dentro de la corteza auditiva primaria [1, 14] debida a un estímulo auditivo; lo que posibilita evaluar electrofisiológicamente el umbral auditivo del sujeto [8, 7, 14, 16], además se ha reportado ser el componente más robusto [1, 6, 8, 14, 15, 16, 17, 28, 29]. Se considera como el único pico detectable cercano al umbral de audición, y por lo tanto una medida más significativa en la estimación del umbral auditivo (Maurizi et al, 1984; J.J. Barajas et al, 1988; Z.M. Xu et al, 1995 y 1996).

### **3.3.2. Estímulos usados en la estimación del Umbral Auditivo**

Un tipo de estímulo que realiza valoración a frecuencia específica son los tonos pip's [2, 4, 5, 7], figura 3.3. El espectro de un tono pip tiene una mayor concentración de energía acústica en una estrecha región de frecuencia [9], permitiendo estimular regiones cocleares específicas [30], a fin de evaluar cuantitativamente una pérdida auditiva.

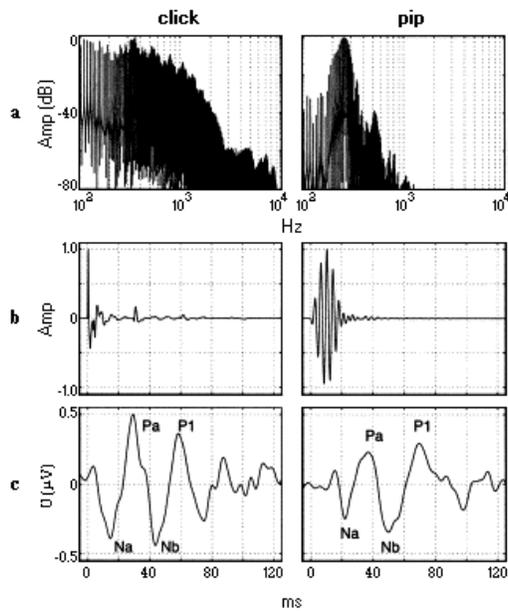


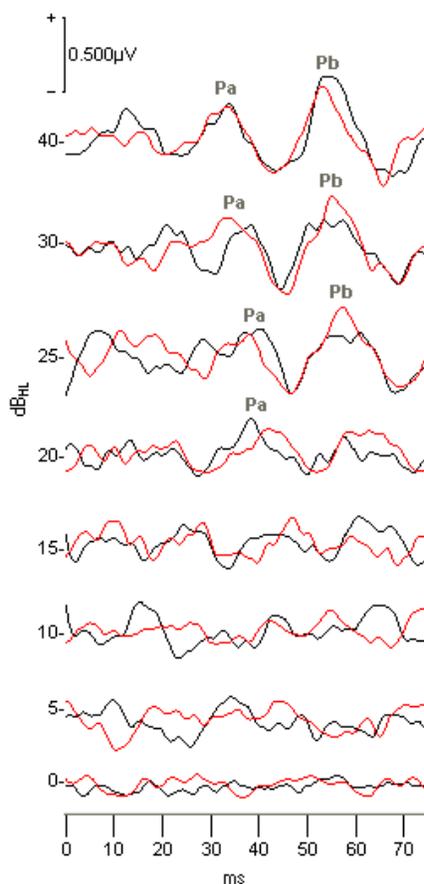
Figura 3.3: Estímulo acústico de banda ancha, click y de banda angosta, pip de 250 Hz. (a) Espectros de amplitud. (b) Formas de onda en el tiempo. (c) PEALM correspondiente a cada uno de estos estímulos presentados a 80 dB<sub>SL</sub> [7].

Otro tipo de estímulo usado en la evaluación audiológica son los clicks, figura 3.3, estos provocan respuestas de mayor amplitud y menor latencia comparados con tonos de la misma intensidad de estimulación [4, 5, 6, 7], figura 3.3. Sin embargo, debido a que el espectro del click es muy amplio, usarlos para determinar los umbrales auditivos del paciente como función de la frecuencia tal como se hace con la audiometría a tonos puros es imposible. Afortunadamente es posible aproximar un audiograma a tonos puros con tonos de espectro estrecho [2], a fin de evaluar cuantitativamente una pérdida auditiva. De esta forma la obtención del PEALM empleando estímulos de frecuencia específica puede ser una herramienta ideal para evaluar electrofisiológicamente sujetos con pérdida auditiva severa.

### 3.3.3. Estimación del Umbral Auditivo a partir de la detección visual de Pa

La presencia o ausencia del pico Pa se determina mediante su detección visual en un rango de latencia de 25 a 40 ms (Woods et al, 1986; Figueiredo Frizzo et al, 2007), y 25 a 50 ms (Stapells et al, 2005), figura 3.4.

Por lo general se grafica el *Ensamble*, conjunto de PEALM's obtenidos a diferente intensidad de estimulación, a fin de establecer la presencia de Pa evitando, en lo posible, interferencias subjetivas, figura 3.4.



**Figura 3.4:** Ensamble de PEALM's obtenidos con una estimulación de pip's de 1000 Hz con registro ipsilateral (trazo rojo) y su réplica (trazo negro), en un adulto normoyente para intensidades de 0 a 40dB<sub>HL</sub>. Se observa que la latencia de los picos Pa (más consistente) y Pb se incrementa y la amplitud se decremanta conforme los niveles de estimulación son disminuidos hasta que los trazos superpuestos ya no replican entre sí y no puede establecerse relación aparente con los picos de PEALM's generados por estímulos más intensos.

La forma en la cual el ensamble PEALM puede ser usado para estimar la audiometría conductual es; primero, se observa la similitud entre trazos obtenidos bajo condiciones idénticas (figura 3.4). Si a niveles supra-umbrales se superponen replicas consecutivas, se puede evidenciar rasgos comunes no aparentes cuando se ven por separado [9]. La suposición es que si el pico Pa replica en una segunda corrida, será representativo de la actividad evocada por el estímulo [27]. Los expertos interpretan

estos rasgos comunes como respuesta [9]. Segundo, se observan los cambios sistemáticos de latencia y amplitud de Pa, donde se espera que su latencia se incremente y su amplitud se decremente al hacer decrecer gradualmente la intensidad de estimulación hasta que los trazos superpuestos ya no sean replicables y no exista relación aparente con los picos del PEALM generado por estímulos de mayor intensidad. De esta forma se concluye que el umbral se ha alcanzado para la mínima intensidad de estimulación a la cual se observa el pico Pa [3, 5, 30, 31]. El experto generalmente busca una forma de onda característica o patrón que permita decir si la forma de onda del PEALM es o no respuesta [2].

Aunque las formas de onda del PEALM se modifican por el estado de conciencia del sujeto, su replicabilidad puede usarse como el principal indicador de respuesta para la estimación de la audiometría. (Mendel & Goldstein, 1969; Mendel & Kupperman, 1974).

Los ensambles PEALM son similares en la mayoría de los pacientes. Algunas veces, sin embargo, la forma de onda del PEALM de algunos pacientes no es típica para los registros y circunstancias de prueba. Aún entre sujetos normoyentes existen diferencias atribuibles a la edad, estado, posiblemente género y frecuencia del tono; así que son de esperarse pequeñas diferencias para cada una de las frecuencias de prueba [9].

#### **3.3.4. Inconveniente de la detección visual**

EL PEALM es afectados por el ruido y su detección visual puede ser difícil cuando la relación señal a ruido es pobre. Variaciones en el ruido de fondo de una prueba a otra pueden resultar en replicas pobres o espurias, reduciendo la replicabilidad de Pa. La actividad de alta frecuencia no relacionada a la respuesta (e.g., potenciales musculares, ruido instrumental) se introduce en el registro y se superpone a los picos de la forma de onda del PEALM, dificultando la identificación y correspondientes medidas de latencia y amplitud de Pa. Debido a la variabilidad de los registros, el experto puede no distinguir entre la variabilidad de la respuesta y la de los trazos [9].

### **3.4. Trabajos previos**

Estudios previos con diferente tipo de estimulación han revelado que en el PEALM, el pico Pa que ocurre 30 ms posteriores a la presentación del estímulo sonoro, es el más robusto y consistente por lo cual se ha tratado de establecer el umbral audiométrico a partir de su detección y análisis. También han caracterizado a Pa de acuerdo a los cambios de amplitud, latencia y morfología como una función de la frecuencia e intensidad del estímulo.

#### **3.4.1. Caracterización de Pa**

En sujetos con audición normal se ha caracterizado a Pa con diferentes tipos de estimulación: Clicks (Picton et al, 1974; Maurizi et al, 1984; Woods et al, 1986, 1995; Kraus & McGee 1988; Borgmann C et al, 2001; Tucker et al, 2001; Báez-Martin M.M., 2003). Tonos de 1000 Hz (Báez-Martin M.M., 2003; Stepells et al, 2005); tonos ráfaga de 500 y 2000 Hz (Picton et al, 1974; Kraus & McGee 1988), 250, 1000 y 4000 Hz (Thornton et al, 1977), 250 y 4000 Hz (Woods et al, 1995), 1000 Hz (Figueiredo Frizzo et al, 2007); Logones a 500, 1000 y 2000 Hz (Fukusbima, et al, 2007) y pip's a 500 y 1000 Hz (Maurizi et al, 1984), a 250 Hz (Borgmann C et al, 2001).

En sujetos con pérdida auditiva se han empleado clicks (Woods et al, 1986 y 1995), tonos de 1000 Hz (Stepells et al, 2005), y tonos ráfaga de 500 Hz (Barajas et al, 1988), 500 y 2000 Hz (Woods et al, 1995), y 500, 1000 y 2000 Hz (Z. M. Xu et al, 1995 y 1996).

Los resultados de los estudio mencionados tanto en sujetos con pérdida auditiva como normoyentes, coinciden en reportar que al incrementar la intensidad del estímulo, la latencia de Pa disminuye y su amplitud se incrementa. Borgmann C. et al, 2001, reportaron que la variabilidad de la amplitud entre sujetos fue mayor que la variabilidad de la latencia. En estudios a tonos coinciden que al incrementar la frecuencia de estimulación la latencia y la amplitud de Pa disminuyen.

#### **3.4.2. Estimación del umbral auditivo**

Diferentes investigadores han reportado una buena predicción de los umbrales a tonos de 500 Hz en adultos normoyentes y niños (Musiek & Geurkink, 1981; Scherg & Volk, 1983; Maurizi et al, 1984;

Kavanagh et al, 1984, 1988; Barajas et al, 1988; Kraus & McGee, 1990, 1996), así como en sujetos con daño auditivo (Kraus & McGee, 1990, Z. M. Xu et al, 1995, 1996). Sin embargo, pocos han reportado sobre la exactitud del PEALM para la estimación de umbrales a frecuencias diferentes de 500 Hz en sujetos normoyentes (Susuki et al, 1981; Stapells, 1984, Maurizi et al, 1984; Stapells et al, 2005) y en sujetos con daño auditivo (McFarland et al, 1977; Stapells 1984; Z. M. Xu et al, 1995, 1996; Stapells et al, 2005).

A continuación se describen algunos resultados de la estimación del umbral auditivo a frecuencia específica con tonos pip's. El propósito principal de la estimulación con pip's ha sido determinar la sensibilidad auditiva en la región de baja frecuencia del audiograma [17].

- Kavanagh et al, (1984). Reportaron umbrales PEALM a  $10 \text{ dBn}_{\text{HL}}$  usando pip's de 500 Hz en sujetos normales.
- Maurizi et al, (1984). Reportaron umbrales PEALM menores a  $20 \text{ dBn}_{\text{HL}}$  usando pip's de 500 y 1000 Hz en adultos normales.
- J.J. Barajas et al, (1988). Determinaron el umbral auditivo para un pip de 500 Hz, a partir de la detección del pico Pa, el cual reportaron como el más prominente y consistente cercano al umbral. En sujetos normales reportaron un umbral promedio de  $8 \text{ dBn}_{\text{HL}}$ . En sujetos con pérdida auditiva compararon el umbral PEALM con el audiométrico y reportaron una correlación de 0.85, y que en el 84 % de los sujetos las diferencias entre el umbral PEALM y el audiométrico fueron de  $\pm 15 \text{ dB}$ . Afirman la posibilidad de predecir con exactitud el umbral audiométrico mediante el PEALM con un pip de 500 Hz.
- Z. M. Xu et al, (1995). Empleando pip's de 500, 1000 y 2000 Hz a una intensidad inicial de  $85 \text{ dBn}_{\text{HL}}$ , determinaron los umbrales PEALM (mínima intensidad que produjo un pico Pa visualizado en dos repuestas consecutivas), a fin de definir su uso clínico en sujetos con pérdida auditiva sensorineural. Reportaron que los umbrales PEALM y audiométricos estuvieron dentro de los 10 dB para todos los casos con una correlación de 0.92 a 0.96. Estos resultados demuestran que el PEALM generado con pip's puede medir umbrales objetivos a través de frecuencias bajas y medias a partir de la detección del pico Pa.

- Z. M. Xu et al, (1996). Intentaron determinar con precisión el umbral PEALM, definido como la menor intensidad que produjo un pico Pa detectado visualmente en dos respuestas sucesivas, a partir de pip's de 500, 1000 y 2000 Hz en sujetos con pérdida auditiva y normoyentes con pérdida inducida. Usaron detección visual y función de correlación como un medio para determinar con mayor precisión los umbrales PEALM y obtuvieron una diferencia de  $5\text{dBn}_{\text{HL}}$  en el 18% de los casos, mostrando que la función de correlación puede mejorar la sensibilidad en la definición del umbral PEALM. Reportaron una diferencia de 10 dB del umbral PEALM respecto al audiométrico en el 91% de los casos, confirmando el umbral audiométrico. Si la diferencia era de 15 dB o mayor, no se confirmó el umbral audiométrico.



---

# Metodología

---

## 4.1. Calibración del equipo de prueba

El Generador de estímulos Stim de Neuroscan se calibró en  $\text{dB}_{\text{HL}}$  empleando un oído artificial tipo 4152 y un sonómetro de laboratorio tipo 2235, ambos de Brüel & Kjaer.

## 4.2. Población

11 adultos jóvenes normoyentes (5 Mujeres y 6 Hombres) y 1 sujeto con pérdida auditiva sensorial unilateral severa izquierda, todos entre 19 y 28 años de edad.

## 4.3. Criterios de inclusión

Los sujetos sanos incluidos cumplieron con una otoscopia normal (conducto auditivo externo permeable y membrana timpánica íntegra de características normales) y umbrales audiométricos inferiores a  $20 \text{ dB}_{\text{HL}}$ .

## 4.4. Condiciones de prueba

La audiometría y la obtención del PEALM se realizaron en una Cámara Anecóica sono-amortiguada, donde al sujeto se le colocaron los audífonos TDH-39P. Durante la audiometría el sujeto permaneció sentado en un sillón y durante la prueba de PEALM's éste permaneció en decúbito supino bajo sueño fisiológico con la luz de la cámara apagada.

## 4.5. Realización de las pruebas

Las pruebas se efectuaron en dos sesiones. En la primera se obtuvo la Audiometría del voluntario y en la segunda se aplicó la prueba de PEALM.

### 4.5.1. Audiometría

Previo a la obtención de la Audiometría se le practicó una exploración otoscópica para conocer el estado del conducto auditivo externo y membrana timpánica [18], figura 4.1. Si el examen era satisfactorio se procedía con la Audiometría, de lo contrario se evaluaba si era factible continuar o si se debía tomar alguna medida como limpieza del conducto auditivo externo o reposo por un determinado periodo de tiempo, antes de proseguir la prueba.

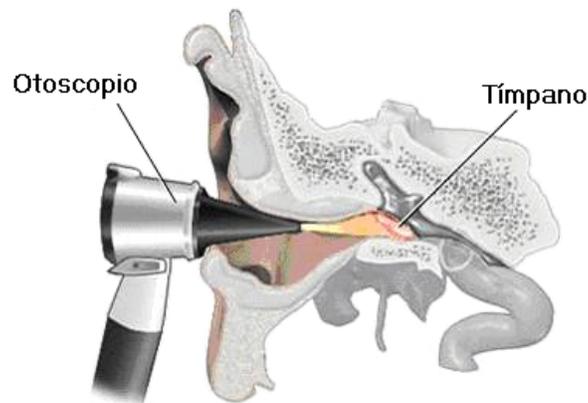


Figura 4.1: Otoscopía. Se introduce el otoscopio en el canal auditivo para observar el estado del mismo y de la membrana timpánica.

La Audiometría consistió en la presentación individual de un conjunto de tonos puros a una cierta frecuencia e intensidad, recabando la respuesta del sujeto pidiéndole oprimir un pulsador toda vez que escuchase el tono. La prueba se inició enviando un tono puro a una intensidad suficiente para que el sujeto la escuchase procediendo a disminuir o aumentar la intensidad del estímulo hasta identificar la mínima intensidad a la que el sujeto respondía (umbral auditivo), figura 4.2.

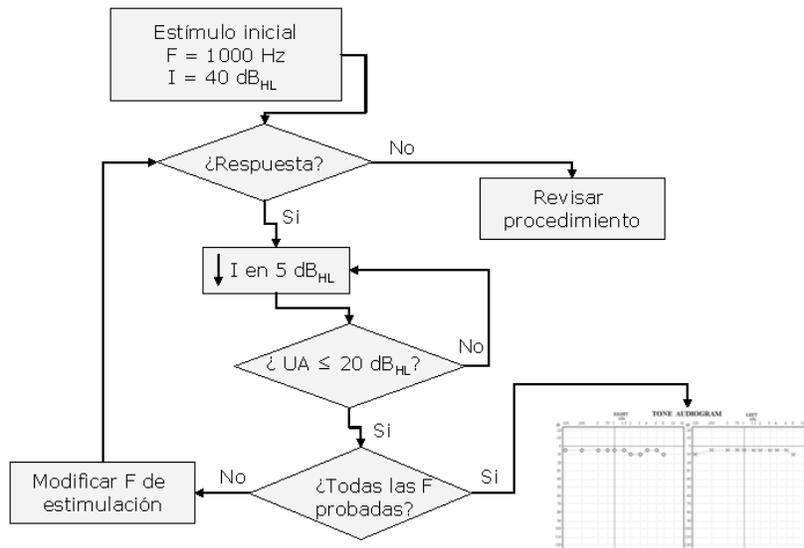


Figura 4.2: Procedimiento seguido para la obtención de la Audiometría.

#### 4.5.2. Prueba de PEALM

Previamente se instruyó al sujeto en qué condiciones debía presentarse, ver Apéndice E, si esto no se cumplía se re calendarizaba la prueba.

Una vez cerciorados que el sujeto cumplía los requisitos del Apéndice E, se procuraron condiciones que aseguraron una sesión in-interrumpida de prueba de 90 minutos. Seguidamente se colocaron sobre el cuero cabelludo cuatro electrodos de oro de 10 mm de diámetro de acuerdo al Sistema Internacional 10-20 (Jasper, 1958), donde oído izquierdo es referido como A1, oído derecho como A2, el vértice como Cz y la frente como FPz; verificando que las impedancias inter-electrodos fueran inferiores a 5k $\Omega$ .

Posteriormente se introdujo al sujeto a la cámara anecoica, conduciéndolo al sillón de prueba y colocándole los audífonos. Los electrodos de registro se conectaron a los amplificadores Synamps de Neuroscan, verificando nuevamente la impedancia inter-electrodos con el sistema de adquisición Neuroscan y comprobando el funcionamiento de la etapa de estimulación. Seguidamente se apagó la luz de la cámara y mediante la observación de la actividad electroencefalográfica (EEG) del sujeto se aguardó a que conciliara el sueño, figura 4.3.

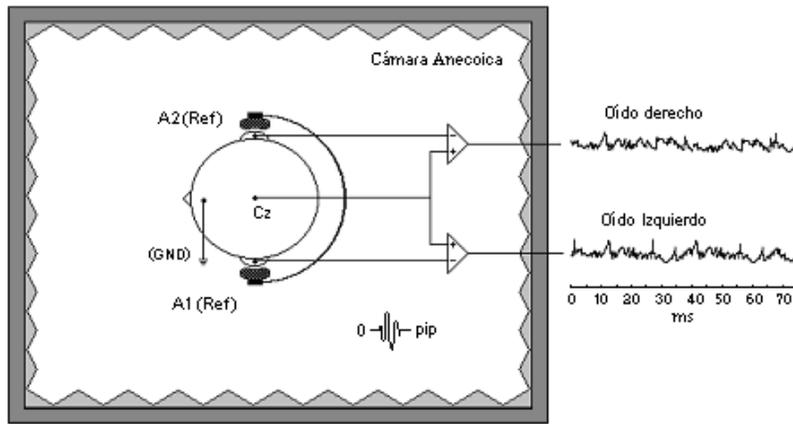


Figura 4.3: Registro del PEALM en cámara anecoica. Configuración de electrodos 10-20, (A1, A2, Cz, FPz) y monitoreo de la actividad eléctrica del sujeto en una ventana de 75 ms.

### 4.5.3. Parámetros de estimulación

Pip's monoaurales con una duración de 10 ms, de 500, 1000, 2000 y 3000 Hz enviados aleatoriamente con la misma probabilidad de ocurrencia. Para sujetos normoyentes las intensidades fueron: 40, 30, 20, 15, 10, 5, 0 y -5 dB<sub>HL</sub> en ambos oídos y para el sujeto con pérdida auditiva unilateral severa izquierda: 90, 80, 70, 60, 50, 40, 30, 20, 15, 10, 5, 0 y -5 dB<sub>HL</sub>.

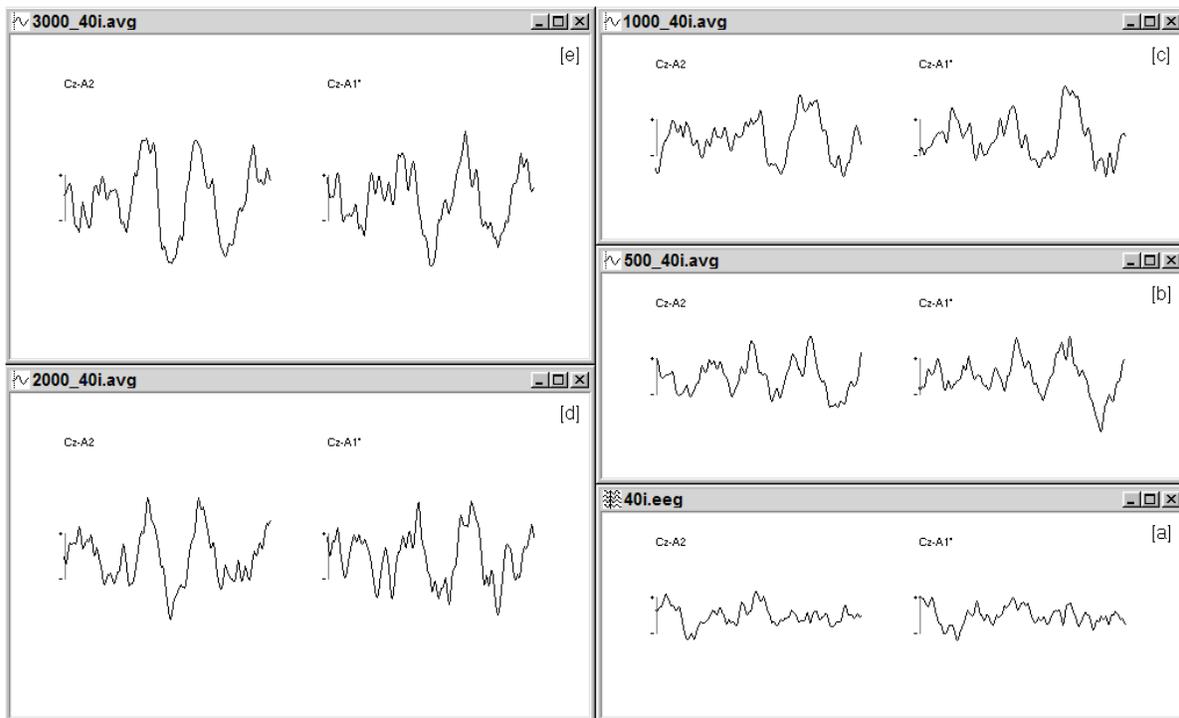
### 4.5.4. Parámetros de adquisición

frecuencia de corte en altas	30 Hz
frecuencia de corte en bajas	500 Hz
Número de épocas:	250
Ventana de análisis:	75 ms
Frecuencia de muestreo (Fs)	2000 Hz
Rechazo de artefacto:	$\pm 15 \mu V$
Dos canales de registro	A1 y A2

Cuadro 4.1: Parámetros de adquisición

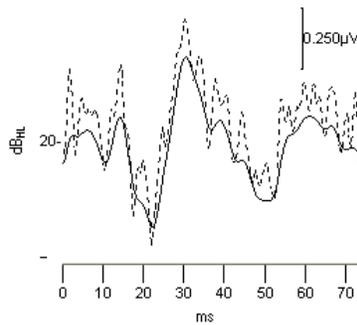
#### 4.5.5. Captura y tratamiento de datos

La prueba daba inicio enviando una primera secuencia de estímulos a 40 dB<sub>HLL</sub>. La adquisición se realizó empleando el software de Neuroscan, iniciando cuando el EEG del sujeto mostraba una amplitud menor de 15  $\mu$ V. En la figura 4.4 se muestra la ventana de adquisición de EEG y los promedios correspondientes a cada una de las frecuencias empleadas. La duración de la adquisición fue aproximadamente de 3 minutos por corrida, totalizando un tiempo de 1 hr con 40 minutos para la prueba completa.



**Figura 4.4:** Ventana de adquisición de Neuroscan durante la ejecución de la prueba. (a) Señal de EEG; (b), (c), (d) y (e) promedios correspondientes a cada una de las frecuencias de prueba para una intensidad de 40dB<sub>HLL</sub>.

En el procesamiento fuera de línea, los promedios se filtraron para eliminar ruido de alta frecuencia y mejorar la identificación del pico Pa. El filtro utilizado fue un Paso Bajos de 150 Hz, fase cero con una pendiente de 12 dB/octava, figura 4.5 .



**Figura 4.5:** Registro PEALM de 500 Hz a 20  $\text{dB}_{\text{HL}}$ , sin filtrar (trazo punteado) y filtrado (trazo continuo), con un Filtro Paso Bajos de 150 Hz, de fase cero y con pendiente de 12dB/octava.

Con el propósito de realizar una primera aproximación al Umbral Auditivo Estimado ( $\overline{\text{UA}}$ ), se probaron dos estrategias. Primero para una detección visual del pico Pa, los PEALM's obtenidos en dos pruebas sucesivas se filtraron y organizaron de acuerdo a la intensidad de estimulación para una misma frecuencia. Y segundo se ensayó la detección estadística de Pa mediante el algoritmo de Fisher Single Point (Fsp) para evaluar la relación S/R del PEALM.

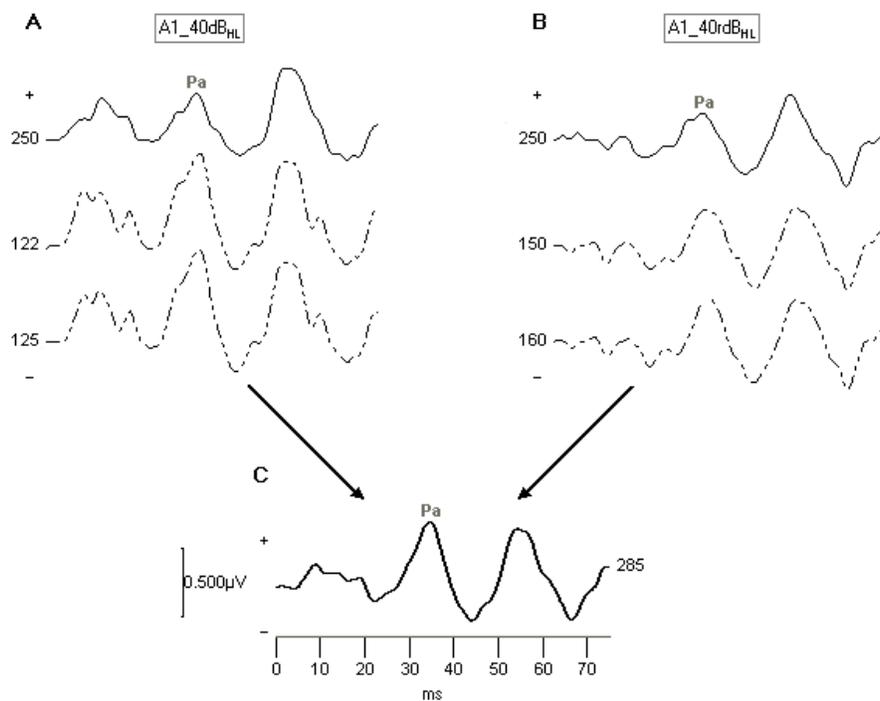
Para mejorar la calidad del PEALM las épocas de EEG se sometieron a un proceso de "Selección de Épocas", eliminando aquellas que aún cumpliendo el criterio de rechazo de artefacto por amplitud exhibían un alto nivel de ruido; esto atendiendo a un criterio visual.

Consideraciones para el rechazo de épocas de EEG aplicadas en el proceso de "Selección de Épocas":

1. Amplitud del EEG  $> 7$  ó  $10 \mu\text{V}$ .
2. Contaminación con ruido de alta frecuencia (muscular, eléctrico, etc).
3. Contaminación por ECG.
4. Forma de onda atípica aunque de amplitud acotada.
5. Contenido de baja frecuencia de gran amplitud
6. Gran amplitud en los primeros 30 ms.

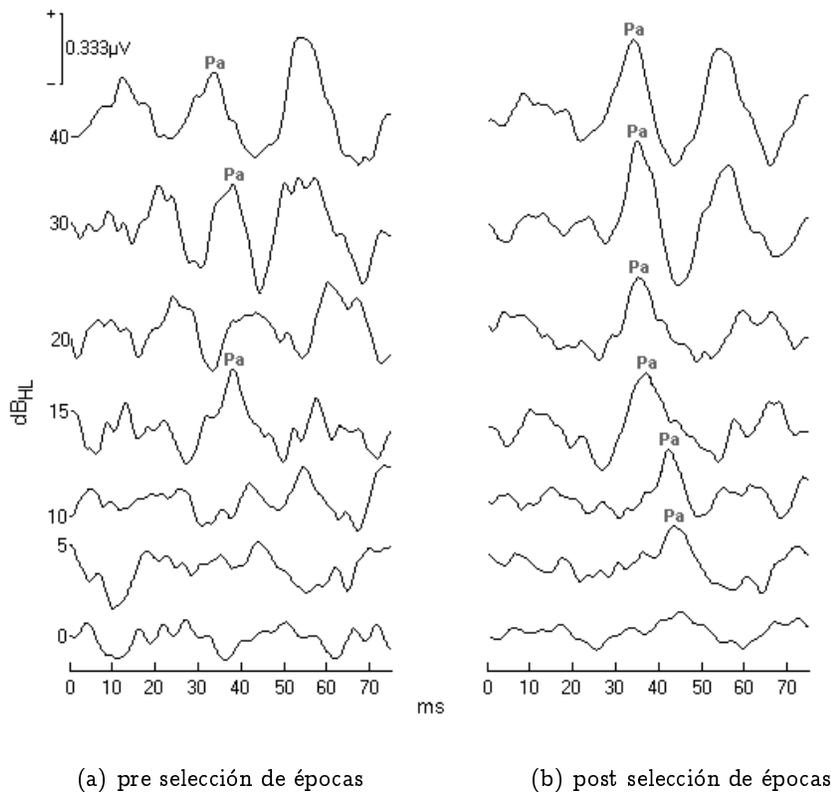
7. Con pico de actividad en 30 ms precedido o seguido de ruido.
8. Morfología y amplitud aceptables pero que no contribuyen a la identificación de Pa.
9. Con dos grandes picos, pre y post a 30 ms.
10. Con picos de gran amplitud en la vecindad de 30 ms (carencia de significado fisiológico).

La "Selección de Épocas" estuvo acompañada de la realización de promediaciones intermedias para observar la "calidad" del resultado logrado. Para propósitos comparativos entre PEALM's las promediaciones reportadas constan de 285 a 300 épocas seleccionadas, figura 4.6.



**Figura 4.6:** La figura ilustra el proceso de selección de épocas para facilitar la identificación del pico Pa. En A y B los trazos continuos muestra promedios de 250 épocas correspondientes a una estimulación ipsilateral de 1000Hz a 40 dB<sub>HL</sub>; los trazos discontinuos ilustran promedios intermedios resultantes de la "Selección de Épocas". En C se ilustra el resultado final de promediar 125 y 160 épocas seleccionadas de A y B.

Con los promedios resultantes se realizó el ensamble PEALM para cada frecuencia. Una primera detección de Pa se hizo sobre el ensamble PEALM resultante de cada corrida, a fin de comparar este resultado con el obtenido posterior a la selección de épocas, figura 4.7. La comparación de ambos resultados nos permitió observar una mejora en la detección de Pa en los registros PEALM posteriores a la selección de épocas.



**Figura 4.7:** Identificación del pico Pa en PEALM's correspondientes a un estímulo de 1000 Hz para intensidades de 0 a 40  $\text{dB}_{\text{HL}}$ , antes y después de la "Selección de Épocas". Este procedimiento mejora la morfología del pico Pa a la vez que permite su identificación a intensidades menores.

Una vez detectado el pico Pa del PEALM posterior a la selección de épocas se realizó el siguiente análisis:

1. Construcción de "Curvas de Latencia", i.e. modelo de comportamiento de la latencia de Pa en función de la intensidad y frecuencia de estimulación empleando un ajuste cuadrático.

2. Determinación del  $\overline{UA}$  en registros PEALM, i.e. mínima intensidad de estimulación a la cual se detecta a Pa, previo y posterior al empleo de “Curvas de Latencia”.
3. Comparación del UA con el  $\overline{UA}_{post}$  obtenido por detección visual y empleando “Curvas de Latencia” a fin de establecer el grado de concordancia entre ambos posterior a la Selección de Épocas.



---

## Resultados

---

En lo que sigue se describen las estrategias seguidas para la detección del pico Pa del PEALM por detección visual y por el método de detección Fsp, así como una primera estimación del  $\overline{UA}_{pre}$  en una población de sujetos normoyentes. De acuerdo a estos resultados se explica porqué fue necesario realizar una selección de épocas de EEG para lograr una mejor detección de Pa y en consecuencia mejorar la estimación del UA mediante  $\overline{UA}_{post}$ . Se describen las *Curvas de latencia* del pico Pa como función de la intensidad para cada frecuencia de estimulación, del empleo de éstas en la detección de Pa y de su impacto en el  $\overline{UA}$ . Posteriormente se contrastan el UA vs  $\overline{UA}_{mod}$  para exponer la posibilidad de la obtención objetiva de la Audiometría del sujeto.

Se concluye aplicando la metodología desarrollada para la obtención del  $\overline{UA}_{mod}$  en un sujeto con hipoacusia unilateral severa izquierda. Se comparan los PEALM's obtenidos para ambos oídos. Lo anterior para mostrar la detección de Pa en OD -oído sano- a intensidades inferiores a las necesarias en el OI -oído con hipoacusia-.

$\overline{UA}_{pre}$ : Umbral Auditivo Estimado previo a la selección de épocas.

$\overline{UA}_{post}$ : Umbral Auditivo Estimado posterior a la selección de épocas.

$\overline{UA}_{mod}$ : Umbral Auditivo Estimado posterior a la selección de épocas ajustado con Curvas de Latencia.

## 5.1. Detección visual de Pa y comparación del $\overline{UA}_{pre}$ vs UA

La figura 5.1 muestra registros típicos del PEALM de un adulto normoyente para una estimulación sonora de 500, 1000, 2000 y 3000 Hz en el intervalo de 0 a 40 dB<sub>HL</sub>. A estos registros se les aplicó un filtro pasa bajas, (ver 4.5.5. *Captura y tratamiento de datos*), obteniendo una apariencia más suavizada que permitió realizar una primera detección visual de Pa. En la figura se indica la presencia de Pa en los registros de 500 y 1000 Hz @ 30 dB<sub>HL</sub> y de 1000 y 2000 Hz @ 20 dB<sub>HL</sub>. La presencia de Pa se comprobó mediante la réplica de los registros, como se observa en la figura.

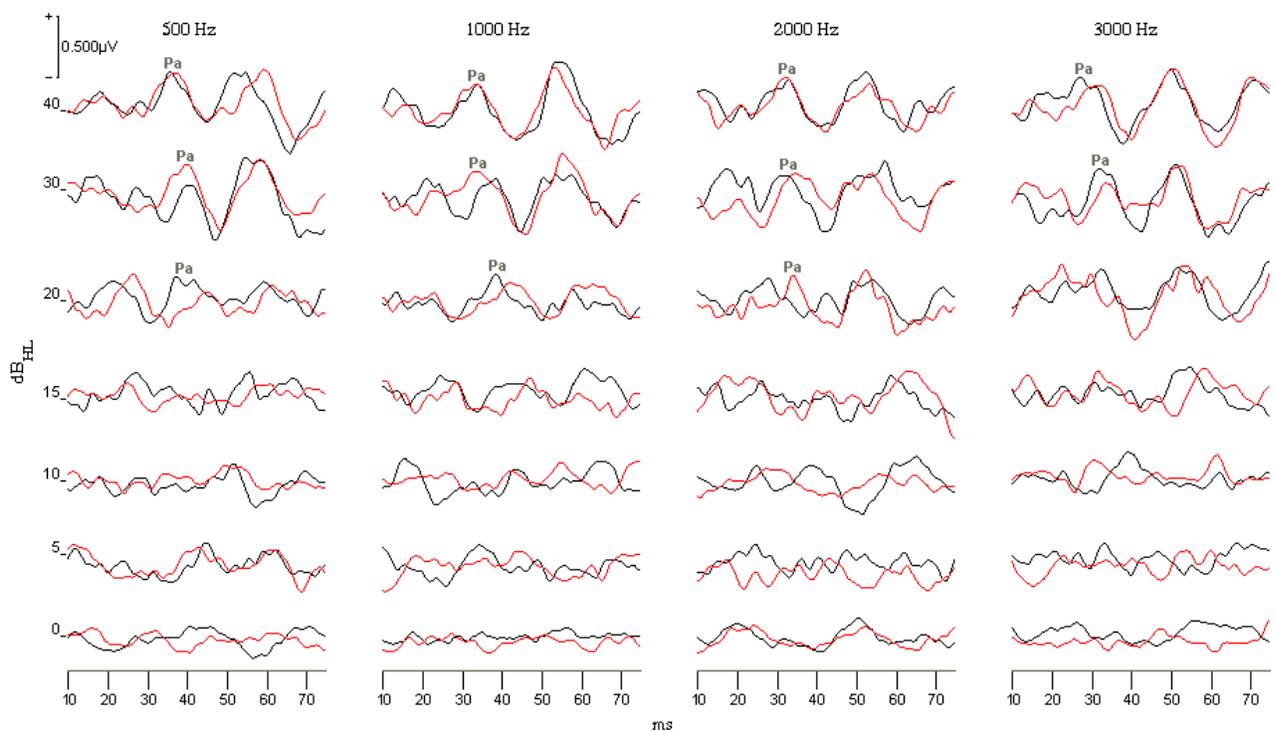


Figura 5.1: Detección del pico Pa del PEALM. Registros obtenidos con una estimulación monoaural de pip's de 500, 1000, 2000 y 3000 Hz (trazo rojo) y su réplica (trazo negro), correspondientes a un adulto normoyente para intensidades de 0 a 40 dB<sub>HL</sub>.

En la figura 5.2 se muestra, para cada uno de los sujetos incluidos en este estudio, un primer resultado para el  $\overline{UA}_{pre}$ . Este primer resultado contiene valores que subestiman el UA, e.g., valores umbrales mayores a los obtenidos en la audiometría. El error del  $\overline{UA}_{pre}$  relativo al UA obtenido en la audiometría se enlista en el cuadro 5.1.

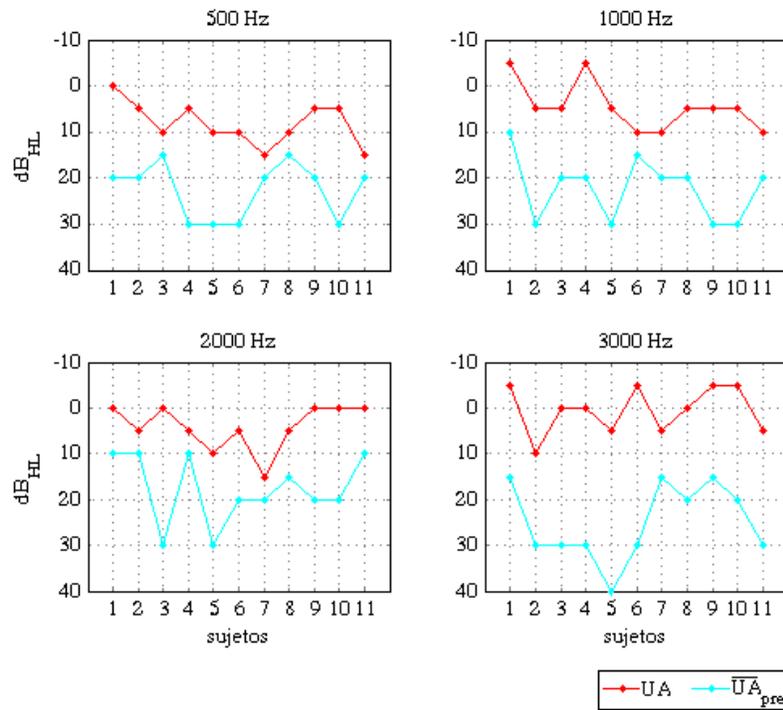


Figura 5.2: Comparación del UA vs.  $\overline{UA}_{pre}$  en una población de 11 sujetos normoyentes. Es de notar que el  $\overline{UA}_{pre}$  de cada sujeto se ubicó a una mayor intensidad respecto del UA, para cada una de las frecuencias empleadas en este estudio.

Sujeto/Hz	500	1000	2000	3000
1	20	15	10	20
2	15	25	5	20
3	5	15	30	30
4	25	25	5	30
5	20	25	20	35
6	20	5	15	35
7	5	10	5	10
8	5	15	10	20
9	15	25	20	20
10	25	25	20	25
11	5	10	10	25
$\bar{e}_{pre}$	$15 \pm 8$	$18 \pm 7$	$14 \pm 8$	$25 \pm 7$

Cuadro 5.1: Error en dB del  $\overline{UA}_{pre}$  relativo al UA, previo a la selección de épocas, en una población de 11 sujetos normoyentes.

## 5.2. Detección de Pa mediante el algoritmo *Fisher Single Point* (Fsp).

Las diferencias observadas entre los valores  $\overline{UA}_{pre}$  y UA son atribuibles en buena medida al ruido que acompaña el registro del PEALM, además de que la replicabilidad morfológica en dos registros PEALM consecutivos no es buena; haciendo difícil identificar Pa mediante una simple detección visual.

Como una alternativa para la detección de Pa se empleó el algoritmo Fisher Single Point (Fsp) que evalúa estadísticamente la relación S/R del PEALM [21], ver Apéndice C.

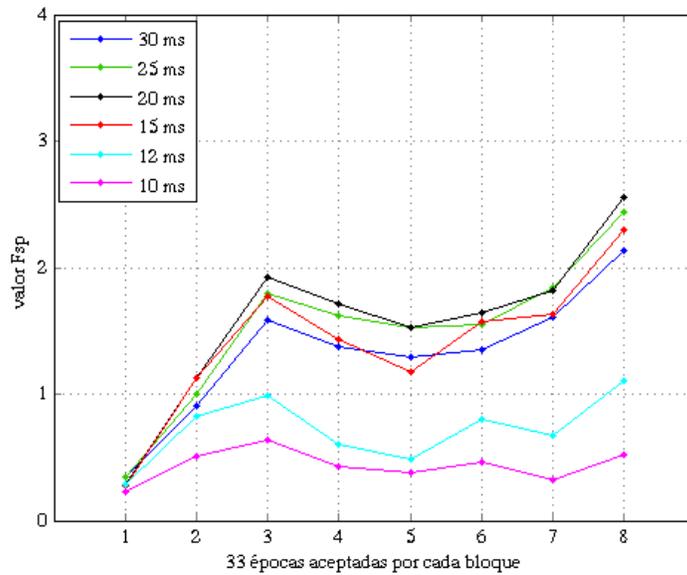
El valor Fsp se calcula en el promedio acumulativo de N épocas de EEG de acuerdo a la ecuación 5.1.

$$F_{sp} = \frac{\text{VAR}(\overline{S})}{\text{VAR}(\overline{SP})} \quad (5.1)$$

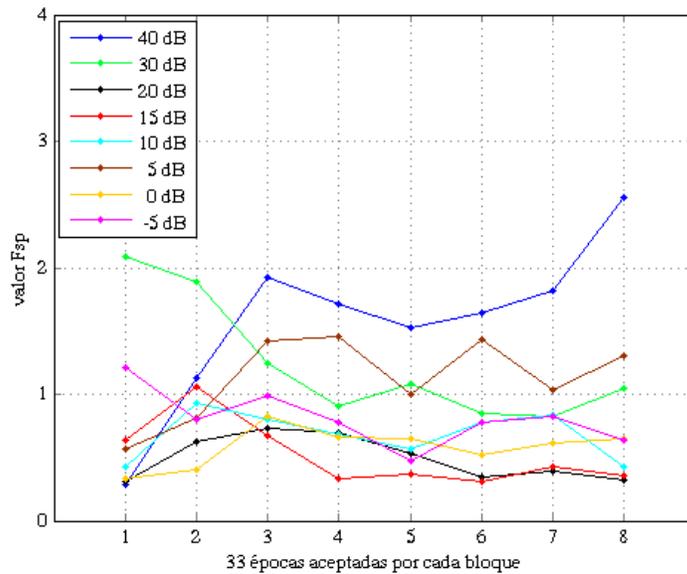
Donde  $\text{VAR}(\overline{S})$  es la varianza de la respuesta promedio y  $\text{VAR}(\overline{SP})$  es la varianza estimada del ruido de fondo promedio; ambas calculadas dentro de una cierta ventana de análisis.

Una consideración importante en el uso del método Fsp es la localización de la ventana de análisis, obviamente el cálculo del valor Fsp debe realizarse en aquel segmento del PEALM donde se piensa se localiza el pico Pa. En la figura 5.3 se puede observar el cálculo del valor Fsp para diferentes anchos de la ventana de análisis en un PEALM correspondiente a una estimulación sonora de 500 Hz a 40 dB<sub>HL</sub>. Se observa que con una ventana de 20 ms (25 a 45 ms) se obtienen valores Fsp mayores.

El valor Fsp de 3.1 definido como criterio de detección [20] no se alcanzó para ninguno de los estímulos empleados. En la figura 5.4 se muestran valores Fsp menores a 3.1 obtenidos en registros PEALM correspondientes a 500 Hz y diferentes intensidades de estimulación.



**Figura 5.3:** Valor Fsp calculado cada 33 épocas para diferentes ventanas de análisis en registros de 500 Hz @ 40 dB<sub>HL</sub>. Se muestra que el valor Fsp calculado depende de la ventana de análisis. Se observa que para una ventana de 20 ms se obtienen valores Fsp mayores.



**Figura 5.4:** Valor Fsp calculado para una estimulación de 500 Hz a intensidades en el intervalo de -5 a 40 dB. El valor Fsp está afectado por la intensidad del estímulo y el número de épocas aceptadas por bloque. Es de notarse que para cualquier intensidad los valores Fsp son inferiores a 3.1.

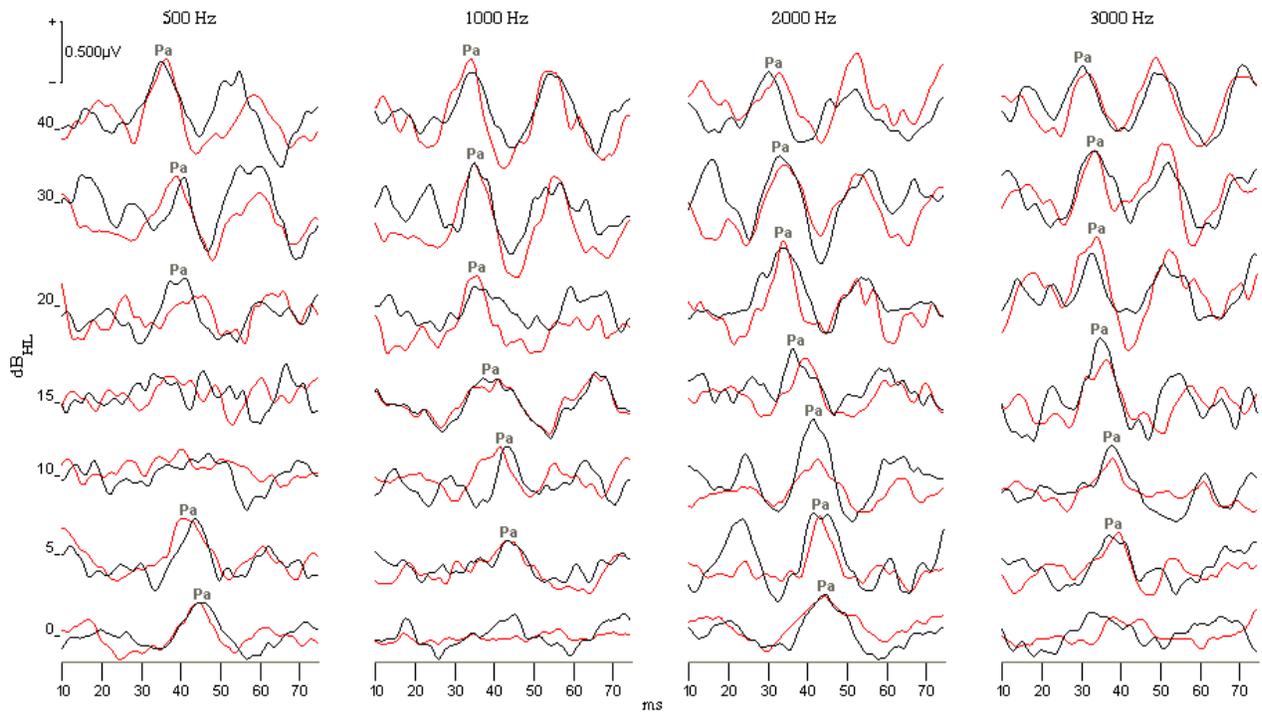
Además de no alcanzarse el valor de 3.1, se observó un comportamiento errático en los valores  $F_{sp}$  obtenido como función de la intensidad, no siendo posible establecer un valor  $F_{sp}$  como criterio de detección de Pa y consecuentemente la imposibilidad de estimar el umbral auditivo.

Una posible explicación de estos resultados puede atribuirse al tipo de estimulación empleada. De acuerdo a las referencias consultadas el valor  $F_{sp}$  se ha obtenido con excitaciones de contenido espectral amplio como los clicks, los cuales generan PEALM's de mayor amplitud a los obtenidos en este trabajo empleando pip's.

Los resultados obtenidos sugieren que el valor de 3.1 no se puede considerar como un valor de detección para Pa que permita la posterior estimación del umbral auditivo del sujeto para estímulos a frecuencia específica. Este valor de 3.1 no se alcanzó aún en registros donde el pico Pa fue detectado por simple inspección visual. Por lo que se decidió un subsecuente procesamiento posterior al filtrado, de las épocas de EEG para desenmascarar el PELAM. Si bien el filtro pasa-bajas puede rechazar o reducir el ruido por arriba del rango espectral del PEALM y mejorar la relación señal a ruido, no puede retirar el ruido que se traslapa con el espectro del PEALM. Para esto se procesaron las épocas de EEG eliminando aquellas que de acuerdo a un criterio visual (*4.5.5. Captura y tratamiento de datos*), contenían un elevado nivel de ruido. Lo anterior, aunado al hecho de que a una menor intensidad de estimulación la amplitud del PEALM disminuye haciéndolo todavía más vulnerable al ruido [9], puede explicar porqué en registros de baja intensidad no fue posible identificar a Pa.

### 5.3. Detección visual de Pa post-selección de épocas y comparación del $\overline{UA}_{post}$ vs UA

La figura 5.5 muestra la mejora del resultado en la detección de Pa posterior a la selección de épocas. Como se observa los nuevos valores umbrales donde se logra la detección son 500 y 2000 Hz @ 0 dB<sub>HL</sub> y para 1000 y 3000 Hz @ 5 dB<sub>HL</sub>. Mejorando la identificación de Pa en 20 dB<sub>HL</sub> para 500 y 2000 Hz y 10 dB<sub>HL</sub> para 1000 y 3000 Hz.



**Figura 5.5:** Detección del pico Pa del PEALM de un adulto normoyente posterior a la selección de épocas. Para 500 y 2000 Hz Pa se ubica @ 0 dB<sub>HL</sub> y para 1000 y 3000 Hz Pa se ubica @ 5 dB<sub>HL</sub>

Sin embargo, en algunos casos, aún cuando la morfología de la respuesta correspondía con la forma de onda buscada, fue difícil decidir si el pico detectado correspondía a Pa debido a pequeñas variaciones de latencia que lo hacían aparecer adelantado o atrasado. La mayor dificultad en la detección visual de Pa se presentó en los registros de baja intensidad ya que la pequeña amplitud del PEALM fue más vulnerable al ruido, afectando su morfología y en consecuencia el  $\overline{UA}$ . Además de dificultar la detección del pico Pa, en algunos casos el ruido destruyó por completo la respuesta, como se observa en los registros de 500 Hz @ 10 y 15 dB<sub>HL</sub> (figuras 5.5 y 5.6).

La detección visual de Pa significó el cumplimiento de cuatro condiciones.

1. Réplica entre dos corridas consecutivas para una misma intensidad y frecuencia de estimulación, posterior a la selección de épocas.
2. Incremento de latencia al disminuir la intensidad del estímulo.

3. Semejanza entre PEALM's de diferente intensidad de estimulación.

4. Amplitud de Pa diferenciable del resto del registro.

Considerando estas cuatro condiciones se ubicaron nuevamente los picos Pa a partir del promedio de las mejores 285 a 300 épocas de cada corrida, tal como se muestra en la figura 5.6, Seguidamente se estableció el nuevo  $\overline{UA}_{post}$  como se observa en los trazos que destacan en la figura 5.6; 0 dB<sub>HL</sub> @ 500 y 2000 Hz y 5 dB<sub>HL</sub> @ 1000 y 3000 Hz.

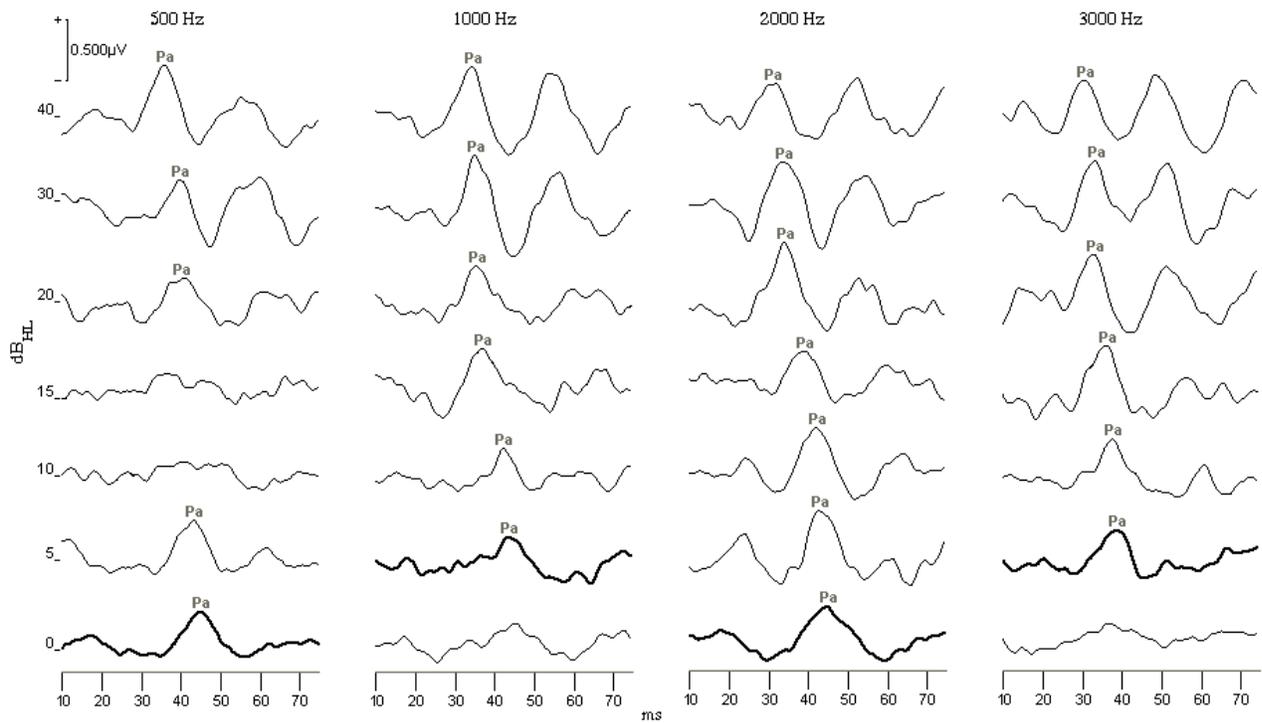


Figura 5.6: Los trazos que se destacan indican la ubicación del  $\overline{UA}_{post}$ , entendido como la mínima intensidad a la cual Pa se detecta visualmente. La figura ilustra el en 0 dB<sub>HL</sub> @ 500 y 2000 Hz y en 5 dB<sub>HL</sub> @ 1000 y 3000 Hz.

La latencia promedio a la cual se ubicó a Pa para cada frecuencia e intensidad se muestra en el cuadro 5.2. Se observa que el incremento de latencia debido a un decremento de la intensidad y aumento de la frecuencia varía entre 1 y 3 ms. Los valores observados de Pa se ubican en el rango reportado por Woods et al, 1986; Stapells et al, 2005 y Figueiredo Frizzo et al, 2007.

$\text{dB}_{\text{HL}}/\text{Hz}$	500	1000	2000	3000
40	34±0.94	33±0.94	31±1.24	31±2.10
30	37±1.09	35±1.27	33±1.78	32±1.58
20	37±2.28	37±1.39	34±1.57	34±2.07
15	38±2.63	39±2.44	36±2.02	35±1.97
10	40±3.02	40±1.81	38±2.98	36±2.74
5	40±2.95	41±2.00	40±2.54	38±3.19
0	42±2.31	41±2.81	41±2.29	38±2.14
-5	44±2.92	41±0.09	41±2.17	39±0.71

Cuadro 5.2: Latencia de Pa (ms) a cada frecuencia e intensidad de estimulación.

En general la selección de épocas mejoró la detección de Pa a bajas intensidades de estimulación de hasta 0 y -5  $\text{dB}_{\text{HL}}$ , a las cuales se redefinió el umbral estimado ( $\overline{\text{UA}}_{\text{post}}$ ), disminuyendo considerablemente el error en la predicción del  $\overline{\text{UA}}$  respecto del UA. Esta mejora del  $\overline{\text{UA}}$  se justifica en base a que a diferencia de la Audiometría, el PEALM está libre de artefactos relacionados con el estado de conciencia o alerta del voluntario.

En la figura 5.7 se muestra el  $\overline{\text{UA}}_{\text{pre}}$  junto con el  $\overline{\text{UA}}_{\text{post}}$  obtenido posterior a la selección de épocas, correspondiente a cada sujeto bajo estudio. Es de notarse una mejoría en el grado de concordancia entre el UA y el  $\overline{\text{UA}}_{\text{post}}$ , el cuadro 5.3 ilustra la disminución del error observado.

En algunos registros de baja intensidad no fue posible asegurar que el pico detectado correspondía a Pa, pues sus cambios de latencia y amplitud asociados a un cambio en la intensidad de estimulación no resultaban suficientemente convincentes. A fin de dilucidar esta situación se procedió a la construcción de un modelo del comportamiento de Pa a partir de su latencia y amplitud en función de la intensidad y frecuencia de estimulación.

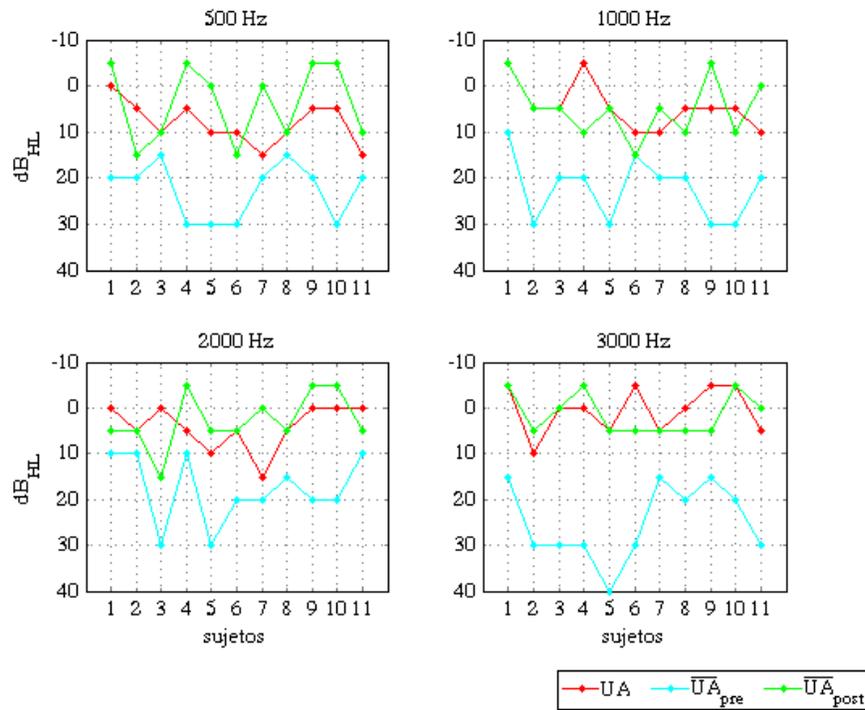


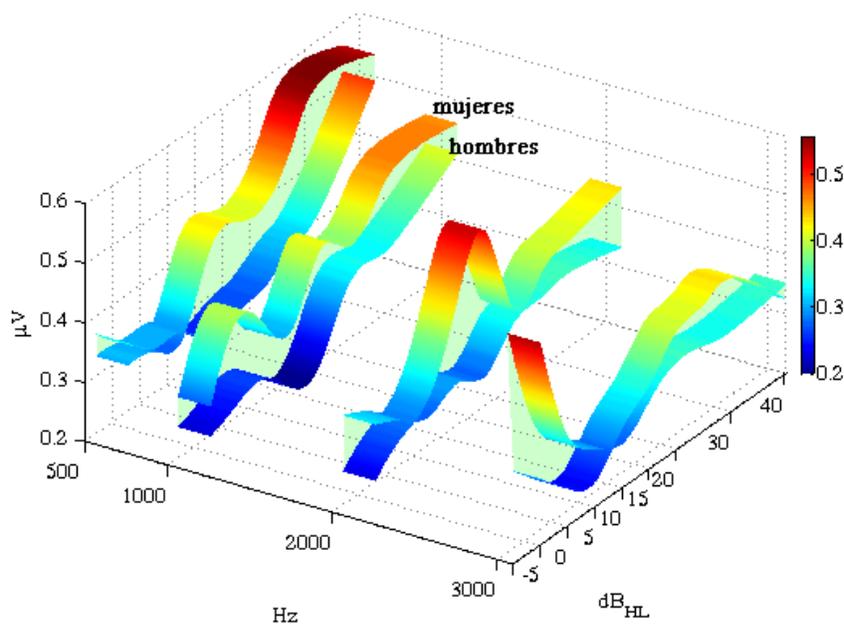
Figura 5.7: Comparación de UA,  $\overline{UA}_{pre}$  y  $\overline{UA}_{post}$  en una población de 11 sujetos normoyentes. Como se observa el perfil de  $\overline{UA}_{post}$  "sigue" con mayor fidelidad al UA, al estar afectado de un menor error en la predicción del mismo.

Sujeto/Hz	500	1000	2000	3000
1	-5	0	5	0
2	10	0	0	-5
3	0	0	15	0
4	-10	15	-10	-5
5	-10	0	-5	0
6	5	5	0	10
7	-15	-5	-15	0
8	0	5	0	5
9	-10	-10	-5	10
10	-10	5	-5	0
11	-5	-10	5	-5
$\bar{e}_{post}$	$-5 \pm 7$	$0 \pm 7$	$-1 \pm 8$	$1 \pm 5$

Cuadro 5.3: Error del  $\overline{UA}_{post}$  en la predicción de UA en una población de 11 sujetos normoyentes.

## 5.4. Amplitud de Pa como función de la intensidad y frecuencia del estímulo

Se sabe que la amplitud de Pa aumenta al incrementarse la intensidad y que disminuye al incrementarse la frecuencia de estimulación [19]. Con la finalidad de conocer si el proceso de selección de épocas realizado para mejorar la detección de Pa modificaba lo anterior, se analizó el comportamiento de la amplitud de Pa agrupando a la población en mujeres y hombres. En la figura 5.8 se muestra la gráfica de amplitud de Pa de hombres y mujeres en términos de la frecuencia e intensidad de estimulación.



**Figura 5.8:** Amplitud de Pa en términos de la intensidad y frecuencia de estimulación para los grupos de mujeres y hombres. En ambos grupos se observa un comportamiento similar en el crecimiento de Pa. Para valores superiores a 20 dB<sub>HL</sub> la amplitud de Pa aumenta al incrementar la intensidad, y disminuye al incrementar la frecuencia. La amplitud de Pa es mayor en mujeres respecto de hombres, aunque esta diferencia de amplitud disminuye conforme aumenta la frecuencia.

La amplitud de Pa como función de la intensidad y/o frecuencia de estimulación, no sigue un patrón identificable. Sin embargo en ambos grupos a partir de 20 dB<sub>HL</sub> la amplitud de Pa crece con el

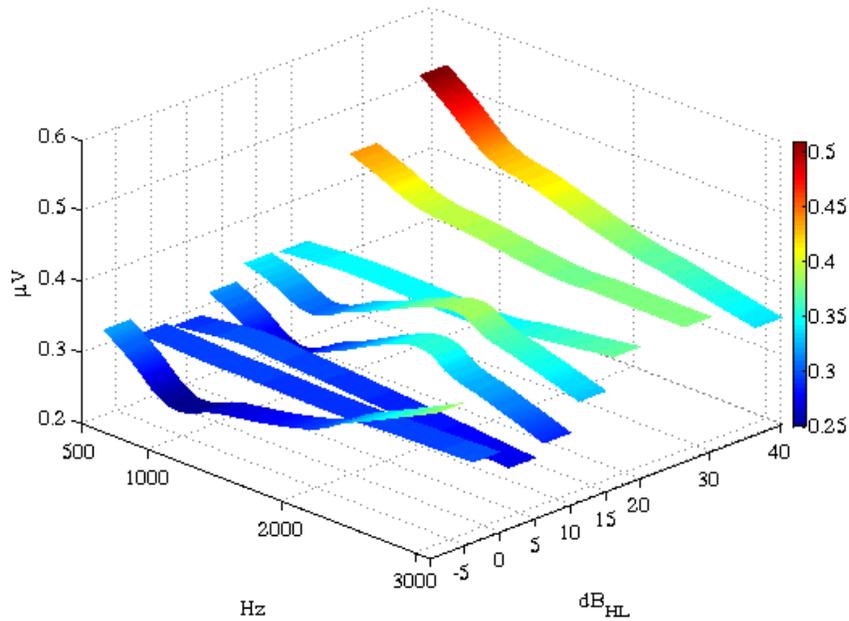
incremento de la intensidad y disminuye conforme se incrementa la frecuencia; a 2000 y 3000 Hz, la amplitud de Pa es mayor a baja intensidad, ver Apéndice D. En términos generales la amplitud de Pa es mayor en el grupo de mujeres en concordancia a lo reportado por Tucker DA et al, 2002.

En el cuadro 5.4 se enlista el valor promedio, por frecuencia e intensidad del estímulo, en que la amplitud de Pa del grupo de mujeres excede los valores observados en el grupo de hombres.

$\text{dB}_{\text{HL}}/\text{Hz}$	500	1000	2000	3000
40	0.45	0.49	1.00	0.28
30	2.15	1.23	0.53	0.88
20	1.38	0.64	0.28	0.53
15	1.51	1.92	2.45	0.26
10	1.54	1.02	1.42	0.28
5	0.12	0.89	0.37	0.56
0	0.07	1.42	0.26	0.88
-5	0.38	0.50	0.94	2.29

Cuadro 5.4: Valor promedio, por frecuencia e intensidad, en que la amplitud de Pa ( $\mu\text{V}$ ) en el grupo de mujeres exceda la de hombres.

En la figura 5.9 se muestra el comportamiento de la amplitud en la población total. Para 30 y 40  $\text{dB}_{\text{HL}}$  se observa un incremento en la amplitud de Pa conforme la frecuencia disminuye y la intensidad se incrementa. Sin embargo el comportamiento de la amplitud de Pa no es posible modelarlo debido a que el comportamiento en la población total no es similar a cada una de las frecuencias e intensidades de estimulación.



**Figura 5.9:** Comportamiento de la amplitud de Pa vs. intensidad y frecuencia de estimulación en la población estudiada. Se observa un incremento de la amplitud de Pa solo a intensidades mayores de 20 dB<sub>HL</sub>, sin embargo no es posible establecer un modelo de comportamiento.

## 5.5. Latencia de Pa como función de la intensidad y frecuencia del estímulo

Se sabe que Pa disminuye su latencia al incrementar la intensidad y/o la frecuencia de estimulación [7]. En la figura 5.10 se graficó la latencia promedio de Pa para los grupos de mujeres y hombres en términos de la intensidad y frecuencia de estimulación. En ambos grupos se observa el mismo comportamiento, disminución en la latencia de Pa cuando la intensidad y la frecuencia se incrementan. En la figura los trazos representan los valores de latencia obtenidos posterior a la selección de épocas. Estos valores de latencia se pueden modelar, para cualquiera de las frecuencias estudiadas, mediante un polinomio de orden dos de la forma  $y = ax^2 + bx + c$ . Era de esperar que en ambos grupos la latencia exhiba el mismo comportamiento en términos de la intensidad y frecuencia de estimulación ya que el PEALM está asociado a un proceso fisiológico que no depende del sexo [55].

Sin embargo se observó que las mujeres presentan respuestas más rápidas que el grupo de hombres, esto es, menor latencia de Pa para una misma intensidad y frecuencia de estimulación en concordancia a lo reportado por Tucker DA et al, 2002. La diferencia del valor de latencia observado entre hombres y mujeres se reduce al incrementar la intensidad y/o frecuencia del estímulo, ver Apéndice D.

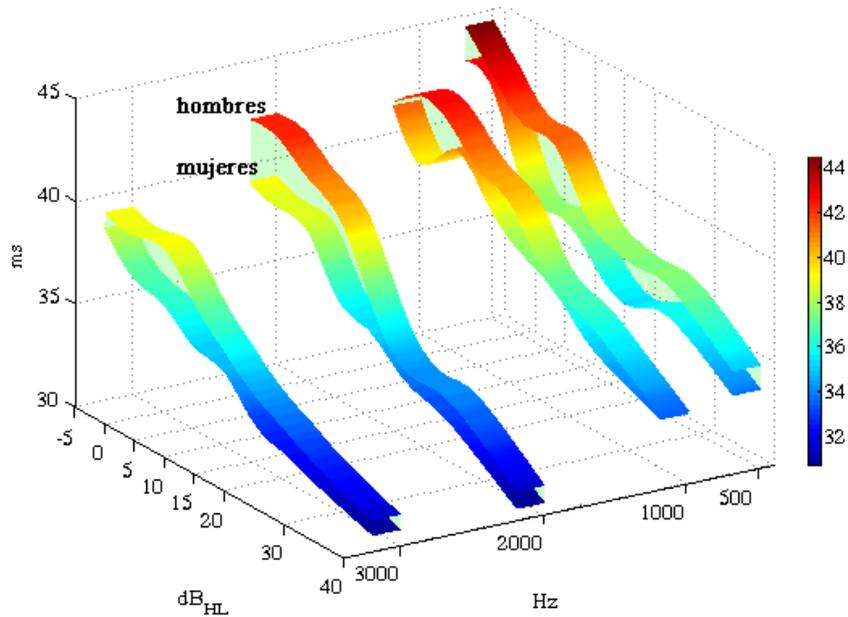


Figura 5.10: Latencia de Pa en términos de la intensidad y frecuencia de estimulación.

La gráfica muestra cómo la latencia de Pa se decrementa conforme se incrementan la intensidad y/o la frecuencia. Se observa que los valores de latencia, para cualquier frecuencia e intensidad son mayores en el grupo de hombres respecto al de mujeres. Las diferencias de latencia entre ambos grupos, para una misma frecuencia e intensidad, disminuyen conforme aumenta la intensidad y/o la frecuencia.

En el cuadro 5.5 se enlista el valor promedio, por frecuencia e intensidad del estímulo, en que la latencia de Pa del grupo de hombres excede los valores observados en el grupo de mujeres.

$\text{dB}_{\text{HL}}/\text{Hz}$	500	1000	2000	3000
40	1.18	0.17	0.84	0.72
30	1.47	1.02	1.04	0.94
20	2.15	0.22	0.51	1.39
15	1.74	1.75	1.69	1.02
10	3.36	0.94	4.07	2.74
5	3.12	1.01	2.60	2.16
0	0.75	3.35	3.40	2.11
-5	1.67	0.17	3.02	0.76

Cuadro 5.5: Valor promedio, por frecuencia e intensidad, en que la latencia de Pa (ms) en el grupo de hombres exceda la de mujeres.

En la figura 5.11 se muestra la grafica de la latencia promedio de Pa para diferentes intensidades y frecuencias de estimulación de la población total.

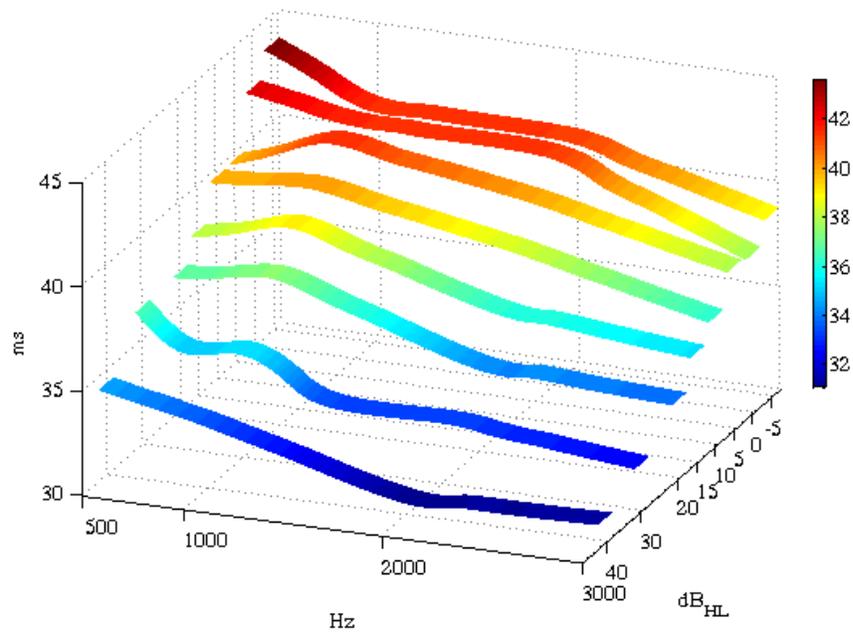


Figura 5.11: Perfil de latencia de Pa del total de la población en términos de la frecuencia e intensidad de estimulación. La disminución de latencia como resultado del incremento de intensidad y/o frecuencia se observa con mayor facilidad a partir de 10  $\text{dB}_{\text{HL}}$ .

Se observa cómo la latencia de Pa disminuye conforme se incrementa la frecuencia y/o la intensidad de estimulación. A intensidades entre 40 y 10 dB<sub>HL</sub> se observa cómo la latencia de Pa disminuye al disminuir la intensidad, sin embargo entre 5 y -5 dB<sub>HL</sub> las curvas se traslapan no permitiendo evidenciar este comportamiento, debido posiblemente al ruido y a una menor disponibilidad de datos.

En la figura 5.12 se ilustra cómo la dispersión de la latencia de Pa aumenta conforme la intensidad disminuye. Esto puede deberse a que el ruido afecta en mayor medida los registros de baja intensidad alterando la latencia de Pa, por otra parte a baja intensidad se obtuvieron menos datos debido a la dificultad para ubicar Pa.

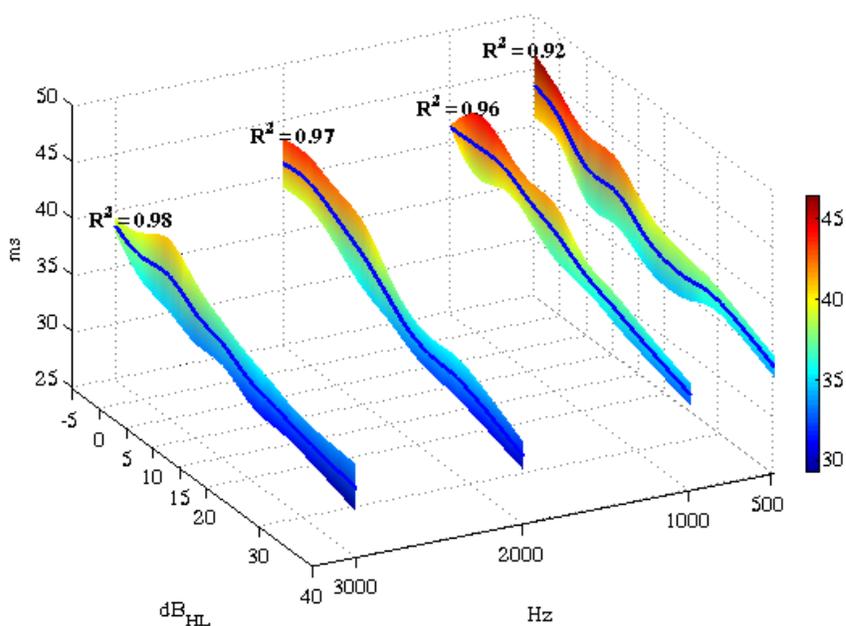


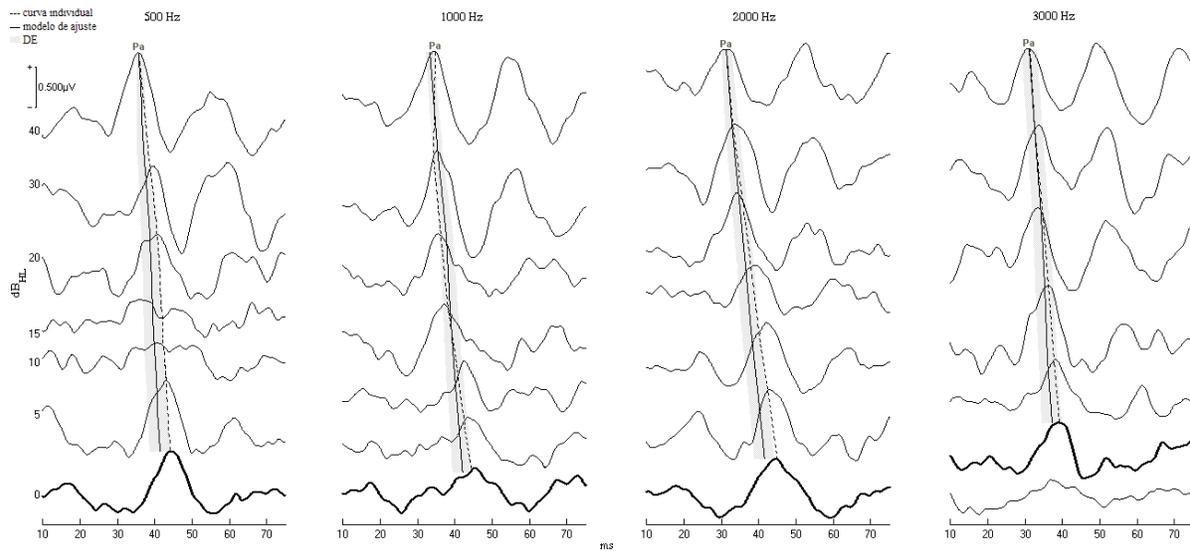
Figura 5.12: Gráficas de Latencia de Pa vs. Intensidad de estimulación en la población estudiada. La dispersión de la latencia de Pa es mayor para bajas intensidades de estimulación.

## 5.6. Umbral Auditivo Estimado ( $\overline{UA}_{mod}$ )

Una última estimación del umbral auditivo se realizó a partir de las *Curvas de Latencia* de la población estudiada - modelo de comportamiento de la latencia de Pa para diferentes intensidades de estimulación - definidas para cada frecuencia de estimulación, las cuales, trazadas sobre el PEALM apoyaron la detección de Pa principalmente a baja intensidad de estimulación, figura 5.11. De esta forma, en algunos casos se mejoró la detección de Pa, reconsiderando en consecuencia la intensidad a la cual se estableció el  $\overline{UA}$ .

La figura 5.13 muestra superpuestas a los PEALM's obtenidos a diferentes intensidades las *Curvas de Latencia* ajustadas con un polinomio de orden dos. Las líneas punteadas representan las curvas de latencia de un sujeto, y las líneas continuas las *Curvas de Latencia* representativas de toda la población junto con su dispersión -área sombreada-, ambas curvas muestran una misma tendencia. Auxiliados por estas *Curvas de Latencia*, el nuevo valor umbral de Pa en 1000 Hz es de 0 dB, cuando previamente se había establecido en 5 dB, figura 5.4.

Al ubicar el pico Pa mediante la *Curvas de Latencia*, se reconsideraron algunos valores en la estimación del umbral ( $\overline{UA}_{mod}$ ). En la figura 5.14 se muestran por sujeto los trazos del obtenidos en las diferentes etapas del análisis. Finalmente el  $\overline{UA}_{mod}$  se comparó con el UA, observando una diferencia muy estrecha entre ellos, ver cuadro 5.6.



**Figura 5.13:** Los trazos continuos y el área sombreada indican la ubicación del pico Pa del PEALM mediante *Curvas de Latencia*, obtenidas modelando con un polinomio de segundo orden el cambio de latencia de Pa para diferentes frecuencias e intensidades de estimulación. De esta manera algunos valores umbrales de Pa fueron reubicados. En la figura se señala la ubicación de Pa en 0 dB a 1000 Hz, cuando previamente se había considerado en 5 dB, ver figura 5.6

Sujeto/Hz	500	1000	2000	3000
1	-5	0	5	0
2	10	0	0	-5
3	0	0	15	0
4	-10	15	-10	-5
5	-10	0	-5	0
6	0	5	0	10
7	-15	-10	-15	0
8	0	5	0	5
9	-10	-10	-5	10
10	-10	0	-5	0
11	-5	-10	5	0
$\bar{e}_{\text{post}}$	$-5 \pm 7$	$0 \pm 7$	$-1 \pm 8$	$1 \pm 5$

**Cuadro 5.6:** Error del  $\overline{UA}_{\text{mod}}$  en la predicción del UA en una población de 11 sujetos normoyentes.

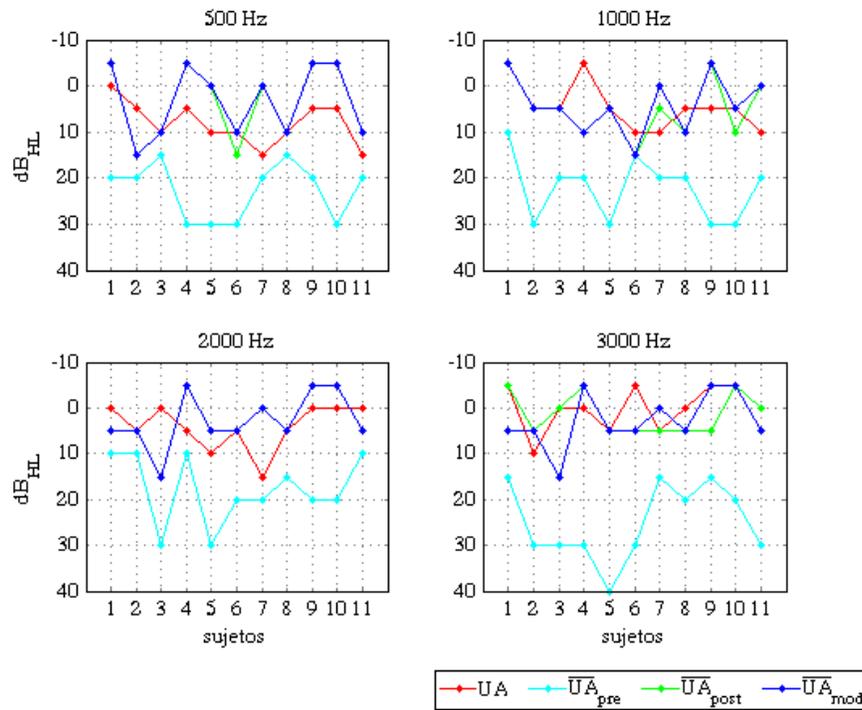


Figura 5.14: Perfil de las diferentes aproximaciones al  $\overline{UA}$  obtenidas previa y post selección de épocas,  $\overline{UA}_{pre}$  y  $\overline{UA}_{post}$  respectivamente, además del perfil  $\overline{UA}_{mod}$  obtenido a través de la Curvas de Latencia. Se observa que de estas aproximaciones la que significa un menor error en la predicción del UA es  $\overline{UA}_{mod}$ .

En la figura 5.15 se muestra para cada frecuencia de estimulación, el error observado en cada una de las etapas de obtención del  $\overline{UA}$  para el total de la población. El error obtenido posterior a la selección de épocas ( $\bar{e}_{post}$ ) y el obtenido una vez confirmado el  $\overline{UA}$  mediante la curva de latencia ( $\bar{e}_{mod}$ ), presentan una tendencia similar respecto al error obtenido previo al proceso de selección de épocas ( $\bar{e}_{pre}$ ), pero con una disminución considerable a cada frecuencia, de 20 dB<sub>HL</sub> @ 500 Hz, 18 dB<sub>HL</sub> @ 1000 Hz, 15 dB<sub>HL</sub> @ 2000 Hz y 24 dB<sub>HL</sub> @ 3000 Hz. En el cuadro 5.7 se muestra y compara el error a cada etapa de estimación del  $\overline{UA}$ .

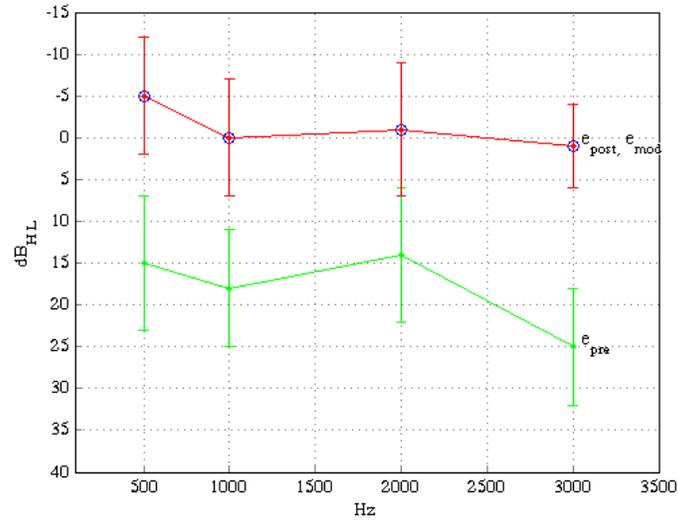


Figura 5.15: Error observado en cada una de las etapas de detección del  $\overline{UA}$ . Previo ( $\bar{e}_{pre}$ ) y posterior ( $\bar{e}_{post}$ ) a la selección de épocas, y a partir del modelo ( $\bar{e}_{mod}$ ). Se observa una misma tendencia del error en las etapas post-procesamiento pero a un valor menor de intensidad lo cual permite especular la posibilidad de estimar el  $\overline{UA}$ .

Sujetos	500 Hz			1000 Hz			2000 Hz			3000 Hz		
	$\bar{e}_{pre}$	$\bar{e}_{post}$	$\bar{e}_{mod}$									
1	20	-5	-5	15	0	0	10	5	5	20	0	0
2	15	10	10	25	0	0	5	0	0	20	-5	-5
3	5	0	0	15	0	0	30	15	15	30	0	0
4	25	-10	-10	25	15	15	5	-10	-10	30	-5	-5
5	20	-10	-10	25	0	0	20	-5	-5	35	0	0
6	20	5	0	5	5	5	15	0	0	35	10	10
7	5	-15	-15	10	-5	-10	5	-15	-15	10	0	0
8	5	0	0	15	5	5	10	0	0	20	5	5
9	15	-10	-10	25	-10	-10	20	-5	-5	20	10	10
10	25	-10	-10	25	5	0	20	-5	-5	25	0	0
11	5	-5	-5	10	-10	-10	10	5	5	25	-5	0
$\bar{e}$	$15 \pm 8$	$-5 \pm 7$	$-5 \pm 7$	$18 \pm 7$	$0 \pm 7$	$0 \pm 7$	$14 \pm 8$	$-1 \pm 8$	$-1 \pm 8$	$25 \pm 7$	$1 \pm 5$	$1 \pm 5$

Cuadro 5.7: Error observado en cada etapa de estimación del  $\overline{UA}$ , en una población de 11 sujetos normoyentes.

Adicionalmente se calculó y comparó el índice clínico PTA/3 obtenido a partir del UA y  $\overline{UA}_{mod}$ , en ambos casos el valor obtenido indica normalidad, ver cuadro 5.8.

PTA/3	
UA	$\overline{UA}_{mod}$
5.61±3.85	3.33±5.08

Cuadro 5.8: Promedio a Tonos Puros (PTA/3) calculado sobre el UA y  $\overline{UA}_{mod}$

Lo antes expuesto permite pensar en la posibilidad de estimar los umbrales auditivos de frecuencia específica de un sujeto mediante la detección del pico Pa del PEALM.

### 5.7. Caso de estudio: Sujeto con pérdida unilateral severa izquierda.

En la población de sujetos normales se presentaron casos donde se detectó el pico Pa desde la mínima intensidad de estimulación empleada en la prueba, sugiriendo que el  $\overline{UA}$  podría encontrarse a una intensidad aún menor, desafortunadamente por razones prácticas ya no fue posible hacer pruebas a intensidades inferiores en sujetos sanos. Sin embargo en el caso del hipoacúsico, figura 5.16, se emplearon intensidades de 0 a 90 dB en el oído afectado, figura 5.17. Esta situación posibilitó la búsqueda de Pa a intensidades inferiores a las obtenidas en la audiometría posibilitando conocer, al menos en un caso ilustrativo, si el proceso de selección de épocas alteraba el  $\overline{UA}$ .

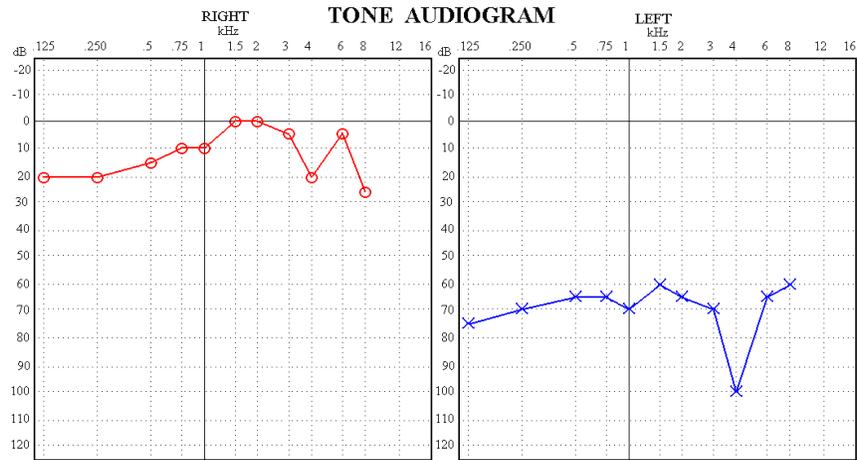


Figura 5.16: Caso de estudio: audiometría de un sujeto con audición normal en oído derecho (PTA/3=8 dB), y pérdida severa en oído izquierdo, (PTA/3=67 dB).

Cabe señalar que la metodología empleada en la obtención del  $\overline{UA}$  solo busca exhibir la posibilidad de estimar la Audiometría.

### 5.7.1. Detección del pico Pa y estimación del umbral auditivo

En la figura 5.17 se muestra el resultado obtenido de la selección de épocas practicada sobre las épocas obtenidas en una primera y segunda corridas para estímulos de 500, 1000, 2000 y 3000 Hz. Los trazos que se destacan corresponden al PEALM promedio considerado indicador del umbral auditivo estimado ( $\overline{UA}_{post}$ ) para cada frecuencia de estimulación.

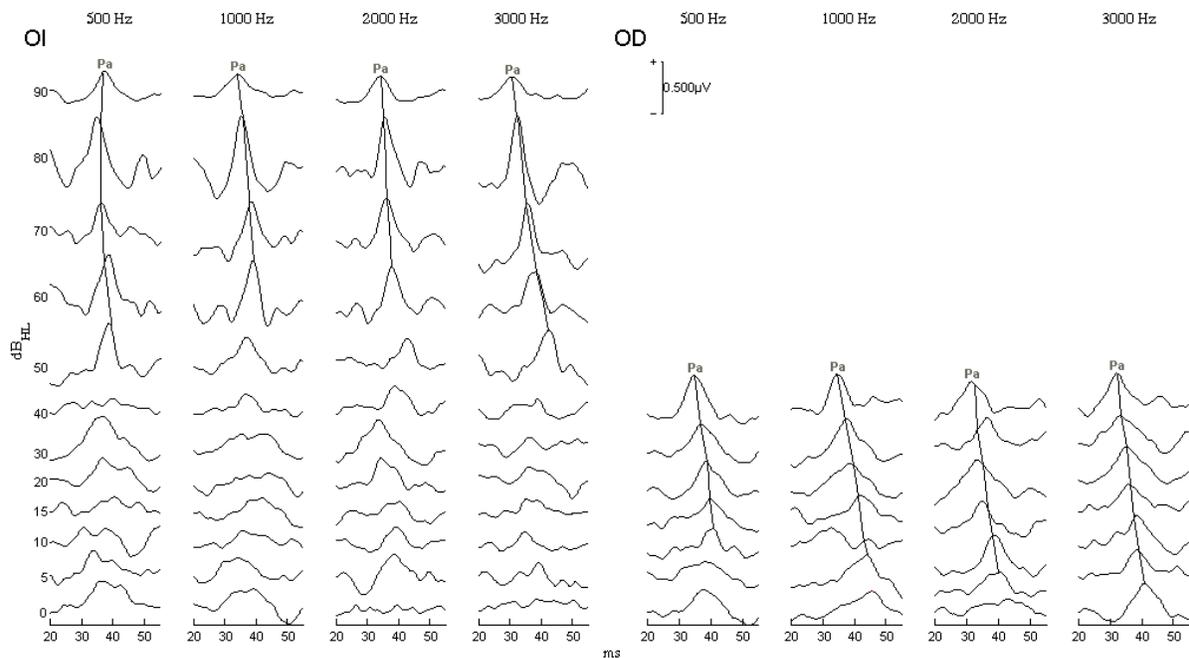


Figura 5.17: Resultados obtenidos posterior a la selección de épocas de acuerdo a *Captura y tratamiento de datos*. En oído izquierdo (OI) la detección de Pa se logra a intensidades de 50 dB para las frecuencias de 500 y 3000 Hz, y de 60 dB para 1000 y 2000 Hz; en contraste en OD el pico Pa se detecta en 10 dB @ 500 Hz, 5 dB @ 1000 y 2000 Hz y 0 dB @ 3000Hz; constituyendo estos últimos ocho valores el  $\overline{UA}_{post}$  para ambos oídos -trazos que se destacan-.

El  $\overline{UA}_{post}$  se confirmó mediante las *Curvas de Latencia* para cada una de las frecuencias de estimulación. La figura 5.18 muestra como en el OD es posible observar el pico Pa y establecer el  $\overline{UA}_{mod}$  a intensidades inferiores a las obtenidas en el OI -trazos que se destacan-.

Aunque para el OI en los PEALM's correspondientes a las frecuencias de 500 y 2000 Hz @ 30 dB, podría pensarse en la presencia de Pa, esta posibilidad se descartó debido a que la latencia de Pa aumenta en lugar de disminuir conforme la intensidad del estímulo aumenta, por otra parte el cambio de latencia de Pa no concuerda con los PEALM's obtenidos a mayor intensidad.

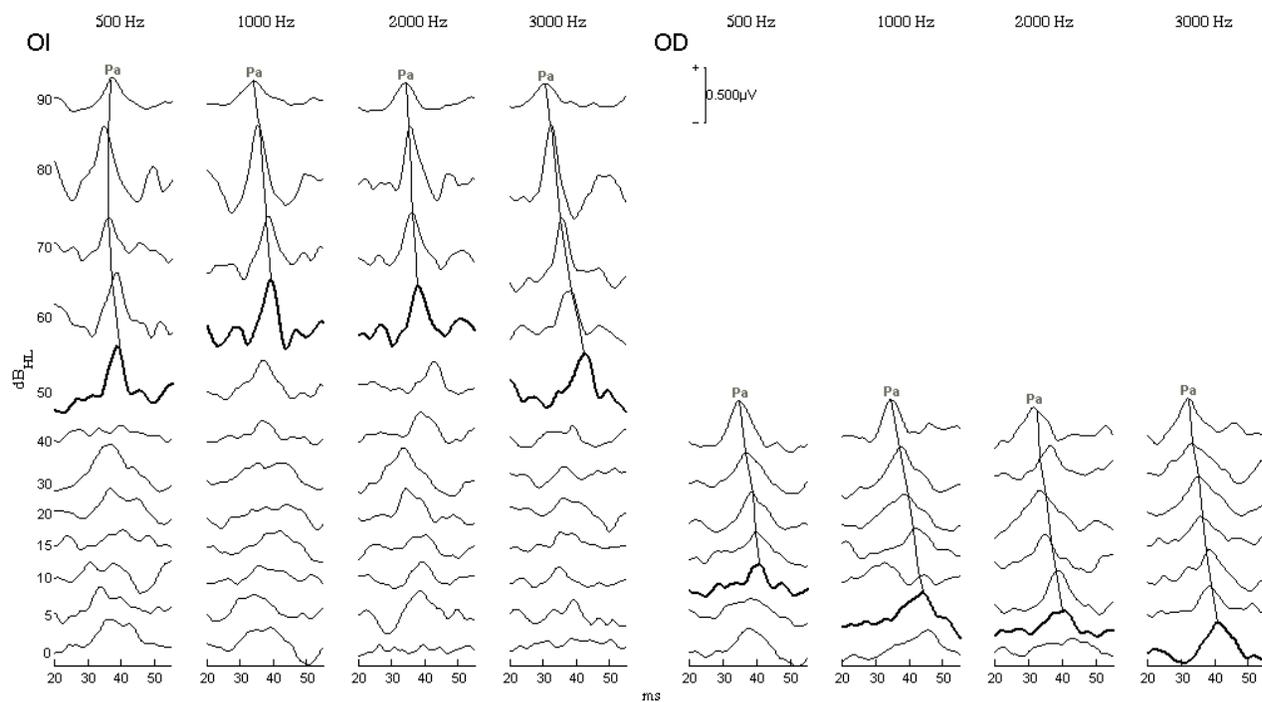
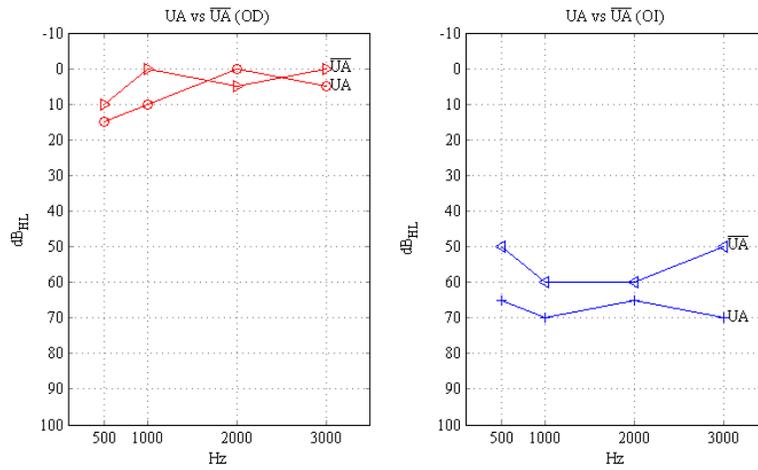


Figura 5.18: Se ilustra el  $\overline{UA}_{mod}$  obtenido mediante *Curvas de Latencia*. El  $\overline{UA}_{mod}$  para el OI se ubica en 50 dB @ 500 y 3000 Hz, y 60 dB @ 1000 y 2000 Hz; para OD en 10, 0, 5 y 0 dB<sub>HL</sub> para 500, 1000, 2000 y 3000 Hz respectivamente -trazos que se destacan-.

### 5.7.2. Comparación entre el Umbral Audiométrico (UA) y el Umbral Auditivo Estimado ( $\overline{UA}_{mod}$ ).

Finalmente se compararon el UA y  $\overline{UA}_{mod}$  en cada oído. En la figura 5.19 se observa que el  $\overline{UA}_{mod}$  en el OD arroja un valor mayor al UA en 5 dB @ 2000 Hz, tomando valores menores en 500, 1000 y 3000 Hz. En el caso del OI el  $\overline{UA}_{mod}$  toma un valor menor al UA, para cualquier frecuencia y ya sea correcto o no el resultado, solo se tiene éste caso particular para indicar si la diferencia entre el UA y el  $\overline{UA}_{mod}$  es aceptable ya que de acuerdo con el  $\overline{UA}_{mod}$  se ubicaría audiométricamente al oído hipoacúsicos con pérdida auditiva moderada a diferencia del UA que lo ubica en una pérdida severa.



**Figura 5.19:** Comparación entre el Umbral Audiométrico (UA) y el Umbral Audiométrico Estimado ( $\overline{UA}_{mod}$ ) para OD (sano) y OI (hipoacúsico). En OD se observa que el  $\overline{UA}_{mod}$  supera al UA en 5 dB a 500 y 3000 Hz, 10 dB a 1000 Hz, y a 2000 Hz el es mayor en 5 dB respecto del UA. En OI el  $\overline{UA}_{mod}$  supera al UA en 15 dB @ 500 Hz, en 10 dB @ 1000 Hz, 5 dB @ 2000 Hz y 25 dB para 3000 Hz.

La diferencia observada del  $\overline{UA}_{mod}$  entre oído derecho e izquierdo nos hace pensar en la posibilidad de emplear esta metodología para estimar el UA en sujetos hipoacúsicos de distintas patologías.



---

## Discusión y Conclusiones

---

En el método de detección  $F_{sp}$  se observó que el ancho de la ventana de análisis modifica su valor, no así el número de épocas aceptadas por bloque. De acuerdo a lo reportado en trabajos previos, el valor  $F_{sp}$  está relacionado directamente a la intensidad del estímulo [20], sin embargo no fue posible observar un incremento en la relación S/R al incrementarse la intensidad y decrementarse la frecuencia como podría esperarse ya que la amplitud de  $P_a$  esta directamente relaciona a la intensidad y frecuencia de estimulación. Por otra parte no fue posible establecer un valor  $F_{sp}$  único de detección para  $P_a$  dadas sus variaciones por frecuencia e intensidad de estimulación. Es necesario mayor trabajo de investigación para determinar los valores  $F_{sp}$  adecuados para cada frecuencia o intensidad de estimulación.

En cuanto al modelo de segundo orden para la latencia de  $P_a$  prevé el incremento en el valor de la misma al disminuir la intensidad y frecuencia de estimulación. A diferencia de su latencia, la amplitud de  $P_a$  no observó un patrón identificable debido a la variabilidad que presenta intra e inter sujetos. Lo anterior concuerda con lo reportado por J.J. Barajas et al, 1988 quienes encontraron que la variabilidad de la amplitud entre sujetos fue mayor que la latencia; Borgmann C. et al, 2001, reportaron que la variabilidad de la amplitud entre sujetos fue mayor que la variabilidad de la latencia; Erika M. Fukusbima et al, 2007, encontraron que la latencia y la amplitud de las ondas del PEALM están influenciadas por la intensidad y la tasa de estimulación, que la amplitud es directamente proporcional a la intensidad del estímulo sonoro, sin embargo no es un parámetro confiable debido a la significativa variabilidad intra e inter sujeto, (Woods DL et al., 1985; Kraus N, McGee et al., 1990).

Los resultados de los estudio mencionados tanto en sujetos con pérdida auditiva como normoyentes, coinciden en reportar que al incrementar la intensidad del estímulo, la latencia de Pa disminuye y su amplitud se incrementa. En estudios a tonos coinciden que al incrementar la frecuencia de estimulación la latencia y la amplitud de Pa disminuyen.

Respecto al umbral auditivo estimado ( $\overline{UA}$ ), el valor umbral promedio obtenido en la población normoyente estudiada resultó inferior a 5 dB<sub>HL</sub>, mejorando la estimación de éste de acuerdo a lo reportado por otros investigadores, e. g., Kavanagh et al, 1984, obtuvieron umbrales en 10 dB<sub>nHL</sub> para 500 Hz; Maurizi et al, 1984, reportaron umbrales menores a 20 dB<sub>nHL</sub> para 500 y 1000 Hz, y J.J. Barajas et al, 1988, mencionan haber obtenido un umbral promedio de 10 dB<sub>nHL</sub> para 500 Hz.

En el sujeto hipoacúsico se observa un error promedio de 10 dB<sub>HL</sub> en el  $\overline{UA}$  respecto del umbral audiométrico UA, estos resultados concuerdan con los reportados por Z. M. Xu et al, 1995 y 1996, quienes empleando tonos a 500, 1000 y 2000 Hz obtuvieron un  $\overline{UA}$  dentro de los 10 dB respecto del UA en el 91% de los casos, confirmando el UA y difieren con Barajas et al, 1988, quienes reportan un mayor error en la estimación del  $\overline{UA}$  respecto al UA a 500 Hz, de  $\pm 15$  dB.

En conclusión, el error observado a cada frecuencia de estimulación en la última etapa de estimación del umbral auditivo ( $\overline{UA}_{mod}$ ) respecto del UA en la población de sujetos normoyentes, permite pensar en la posibilidad de estimar el umbral auditivo mediante la detección del pico Pa del PEALM. Sin embargo se requiere de más estudios de validación en sujetos normales e hipoacúsicos, ya que de establecerse como una prueba clínica, podría proporcionar una estimación objetiva y confiable del UA a frecuencia específica, eliminando la subjetividad de la Audiometría, reduciendo los errores y asegurando mayor veracidad en los resultados.

Finalmente, la realización de este trabajo sienta las bases para la estimación del UA a partir del PEALM donde se propone realizarla en sujetos hipoacúsicos de tal forma que se pueda validar y sea reconocido su uso clínico, particularmente para evaluar niños de corta edad o niños difíciles de valorar, significando también un medio excelente para evaluar función auditiva en bebés prematuros o neonatos.

# Bibliografía

---

- [1] T.W. Picton, S.A. Hilyard, H.I. Krausz and R. Galambos, "Human auditory evoked potentials. I: Evaluation of components", *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, vol. 36, pp. 179-190, 1974.
- [2] McFarland WH, Vivion MC, Goldstein R, "Middle components of the AER to tone-pip's in normal hearing and hearing-impaired subjects", *J Speech Hear Res*", vol. 20, pp. 781-798, 1977.
- [3] J.J. Barajas, M. Exposito, R. Fernandez and L.J. Martin, "Middle LATency Response to a 500-Hz tone pip in normal-hearing and in hearing-impaired subjects", *Scan Audiol*, vol. 17, pp. 21-26, 1988.
- [4] Musiek FE, Geurkink NA, Weider DJ, Donnely K, "Past, present, and future applications of the audiometry middle latency response", *Laryngoscope*, vol. 94, pp. 1545-1552, 1984.
- [5] Maurizi M, Ottaviani F, Paludeti G, Rosignoli M, Almadori g, Tassoni A, "Middle latency auditory components in response to clicks and low- and middle-frequency tone pip's (0.5 - 1kHz)", *Audiology*, vol. 23, pp. 569-580, 1984.
- [6] David L. Woods, Claude Alain, diego Covarrubias, Oren Zaidel, "Middle latency Evoked potentials to tones of different frequency", *Hearing Research*, vol. 85, pp. 69-75, 1995.
- [7] Borgmann C, Roß B, Draganova R, Pantev C, "Human auditory middle latency responses: influence of stimulus type and intensity", *Hearing Research*, vol. 158, pp. 57-64, 2001.
- [8] Z.M.Xu., E. De Vel, B. Vinck, P. Van Cauwenberge, "Middle-latency responses to assess objective thresholds in patients with noise-induced hearing losses ans Ménière's disease", *Eur Arch Otorhinolaryngol*, vol. 253, pp. 222-226, 1996.

- [9] Evoked Potential Audiometry: Fundamentals and applications, Robert Goldstein & William M. Aldrich, Ed. Allyn & Bacom 1999.
- [10] Musiek FE, Geurkink NA, "Auditory brainstem and middle latency evoked responses sensitivity near threshold", *Ann Otol Rhinol Laryngol*, vol. 90, pp. 236-240, 1983.
- [11] Kavanagh KT., Harker LA., Tyler RS., "Auditory brainstem and middle latency responses. II. Threshold responses to a 500 Hz tone pip", *Ann Otol Rhinol Laryngol*, vol. 108, pp. 508-513, 1984.
- [12] Sainz M, Sanchez Garzón M, "Aplicaciones clínicas de los potenciales evocados auditivos de latencia media", *An Otorrinolaringol Ibero Am*, I: 127, 1986.
- [13] Picton TW., Durieux-Smith A., "Auditory evoked potentials in the assessment of hearing", *Neurol Clin*, vol. 6, pp. 791-808, 1988.
- [14] Cagy M., Infantosi A.F.C., & Zaeyen E.J.B., "Detecting the Mid-latency Auditory Evoked Potential during Stimulation at Several Different sound Pressure Levels", *CLAIB 2007*, vol. 18, pp. 42-49, 2007.
- [15] Kraus N, McGee T, "Clinical applications of the middle latency response", *J. Am Acad Audiol*, vol. 1, pp. 130-133, 1990.
- [16] Eliane Schochat, Frank E. Musiek, "Maturation of outcomes of behavioral and electrophysiologic tests of central auditory function", *Journal of Communication Disorders*, vol. 39, pp. 78-92, 2006.
- [17] Z.M.Xu., E. De Vel, B. Vinck, P. Van Cauwenberge, "Selecting the best tone-pip stimulus-envelope tiem for estimating an objective middle-latency responses thresholds for low- and middle-tone sesorineural hearing losses", *Eur Arch Otorhinilaryngol*, vol. 252, pp. 252-279, 1995.
- [18] Introduction to audiology, Martin Frederick, Sixth Edition, Ed. Allyn & Bacom, 1977.
- [19] André Rupp, Stefan Uppenkamp, Alexander Gutschalk, Roland Beucker, Roy D. Patterson, Torsten Dau, Michael Scherg, "The representation of peripheral neural activity in the middle-latency evoked field of primary auditory cortex in humans", *Hearing Research*, vol. 174, pp. 19-31, 2002.

- [20] C. Elberling and M. Don, "Quality estimation of averaged auditory brainstem responses", *Scand Audiol*, vol 13, pp. 187-197, 1984.
- [21] Herbert Jay Gould, Margie R. Crawford, Maurice I. Mendel, Scott L. Dodson, "Quantification Technique for the Middle Latency Response", *J Am Acad Audiol*, vol. 3, pp. 153-158, 1992.
- [22] G. Plourde, "Auditory evoked potentials", *Best Practice & Research Clinical Anaesthesiology*, vol. 20, pp. 129-139, 2006.
- [23] *Handbook of Clinical audiology*, Jack Katz, Fourth Edition, Ed. Williams & Wilkins, 1994.
- [24] Ozdamar O, Krauz N, "Auditory middle latency responses in humans", *Audiology*, vol. 22, pp. 34-49, 1983.
- [25] Erika Maria Fukusbima, Nery Penteado de Castro Jr., "A Study of logon-evoked middle latency responses in female subjects with normal hearing", *Rev Bras Otorrinolaringol*, vol. 73(3), pp. 308-314, 2007.
- [26] *Clinical Applications of the Auditory Brainstem Response*, Linda J. Hood, Ph.D., Ed. Singular Publishing Group, Inc., 1998.
- [27] M. M. Báez-Martín, I. Cabrera-Abreu, "Potencial evocado auditivo de latencia media", *Rev Neurol*, vol. 37(6), pp. 579-586, 2003.
- [28] S. L. Bell, D.C. Smith, R. Allen and M. E. Lutman, "Recording the middle latency response of the auditory evoked potentials as a measure of depth of anaesthesia. A technical note", *British Journal of Anesthesia*, vol. 92, pp. 442-445, 2004.
- [29] Yvert B, Crouzeix A, Bertrand O, Seither-Preisler A, Pantev C, "Multiple supratemporal sources of magnetic and electric auditory evoked middle latency components in humans", *Cereb Cortex*, vol. 11, pp. 411-423, 2001.
- [30] Yvert B, Fischer C, Guenot M, Krolak-Salmon P, Isnard J, Pernier J, "Simultaneous intracerebral EEG recordings of early auditory thalamic and cortical activity in human", *Eur J Neurosci*, vol. 16, pp. 1146-1150, 2002.

- [31] Toshiaki Onitsuka, Hideaki Ninomiya, Eigo Sato, Tomoya Yamamoto, Nobutada Tashiro, "Differential characteristics of the middle latency auditory evoked magnetic responses to interstimulus intervals", *Clinical Neurophysiology*, vol. 114, pp. 1513-1520, 2003.
- [32] J. K. Noursak, David R. Stapells, "Auditory brainstem and middle latency responses to 1 kHz tones in noise-masked normally-hearing and sensorineurally hearing-impaired adults", *International Journal of Audiology*, vol. 44, pp. 331-344, 2005.
- [33] Ana Claudia Figueiredo Frizzo, Carolina Araújo Rodriguez Funayama, Myriam Lima Isaac, José Fernando Colafêmima, "Auditory Middle Latency Responses: a study of healthy children", *Brazilian Journal of Otorrinolaringology*, vol. 73 (3), pp. 398-403, 2007.
- [34] Francisco Sales de Almeida, Paulo Roberto Pialarissi, Liuz Eduardo ferreira Paiva Junior, Maria Aparecida Oliveira Almeida, André Silva, "Auditory middle latency responses: A standardizing Study", *Brazilian Journal of Otorrinolaringology*, vol. 72 (2), pp. 227-234, 2006.
- [35] Mcgee, T, Ozdamar O, Kraus N, "Auditory midle latency responses in the guinea pig", *Am J Otolaryngol*, vol. 4, pp. 116-22, 1983
- [36] Lee YS, Leuders H, Dinner DS, Lesser RP, Hahn J, Klen G, "Recording of auditory evoked potentials in man using chroni subdural electrodes", *Brain Res*, vol. 197, pp. 115-131, 1984.
- [37] Nakagawa M, Yoshikawa H, Ando I et al., "Equivalent dipoles for middle latency auditory evoked potentials using the dipole tracing method", *Auris Nasus Larynx*, vol, 26, pp. 245-256, 1999.
- [38] M. M. Báez-Martín, I. Cabrera-Abreu, "Efectos de la estimulación monoaural y binaural sobre la respuesta evocada auditiva de latencia media", vol. 31(1), pp. 17-20, 2000.
- [39] Scherg M., Volk SA., "Frequency specificity of simultaneously recorded early and middle latency auditory evoked potentials", *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 56, pp. 236-240, 1983.
- [40] Woods DL, Clayworth CC, "Click spatial position influences middle latency auditory evoked potentials (MAEPs) in humans", *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, vol. 60, pp.122-129, 1985

- [41] Matas CG, Barbosa MSM, Munhoz MSL, Fukuda Y, "Potenciais eléctricos auditivos de média latencia: estudio em indivíduos normais do sexo femenino", *RBM - Otorrinolaringología*, vol. 1(2), pp. 99-110, 1994.
- [42] M. Don, C. Elberling and M. Waring, "Objective detection of averaged auditory brainstem responses", *Scand Audiol*, vol 13, pp. 219-228, 1984.
- [43] D.L. Woods and C.C. Clayworth, "Age-related changes in humans middle latency auditory evoked potentials", *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, vol. 65, pp. 297-303, 1986
- [44] Turker DA, Ruth RA, "Effects of age, signal level and signal rate on the auditory middle latency response", *J Am Acad Audiol*, vol. 7, pp. 83-91, 1996.
- [45] Thornton AR, Mendel MI, Anderson CV, "Effects of stimulus frequency and intensity on the middle components of the averaged auditory electroencephalic response", *J Speech Hear Res*, vol. 20, pp. 81-94, 1977.
- [46] T.W. Picton, M.D., Ph.D., David L. Woods, A.B. Jacinthe Baribeau-Bruan, B.A. and Thomas M.G. Healey, "Evoked potentials audiometry", *J of Atolaryngology*, vol. 6 (2), pp. 90-119, 1977.
- [47] Geisler DC, Frishkopf LS, Rosenblith WA, "Extracranial responses to acoustic clicks in man", *Science*, vol.128, pp. 1210-1211, 1958.
- [48] Goldstein R, Rodman LB, "Early components of the averaged evoked responses to rapidly repeated auditory stimuli", *J Speech Hears Res*, vol. 10, pp. 697-705, 1967.
- [49] McGee T, Kraus N & Manfredi C, "Toward a strategy for analyzing the auditory middle-latency response waveform", *Audiology*, vol. 27, pp. 119-130, 1988.
- [50] Patricia Anne Strecker Hesse, George M. Gerken, "Amplitude-intensity functions for auditory middle latency responses in hearing-impaired subjects", *Hearing Research*, vol. 166, pp. 143-149, 1992.
- [51] Z.M.Xu., E. De Vel, B. Vinck, P. Van Cauwenberge, "Choice of a tone-pip envelope for frequency-specific threshold evaluations by means of the middle latency-reponse: normally hea-

ring subjects and slope of sensorineural hearing loss”, *Auris Nasus Larynx*, vol. 4, pp. 333-340, 1997.

- [52] Celesia GG & Brigell MG, “Auditory evoked potentials”, In Niedermeyer E & Lopes da Silva F (eds.) *Electroencephalography. Basic Principles, Clinical Applications, and Related Fields*. Blatimore: Williams and Wilkins, pp. 994-1013, 1998.
- [53] Akitake Kanno, Nobukazu Nakasato, Nobuki Murayama, Takashi Yoshimoto, “Middle and long latency peak sources in auditory evoked magnetic fields for tone burst in humans”, *Neuroscience Letters*, vol. 293, pp. 187-190, 2000.
- [54] Tucker DA, Dietrich S, Harris S, Pelletier S. Effects of stimulus rate and gender on auditory middle latency response. *J Am Acad Audiol*, vol.13, pp.146-53, 2002.
- [55] *Principles and Applications in Auditory Evoked Potentials*, John T. Jacobson, First Edition, Ed. Prentice Hall, 1994.

# Audiometría Convencional

---

La audiometría a tonos puros es la única prueba clínica que nos permite conocer los umbrales auditivos del sujeto, es decir, la intensidad mínima audible para un conjunto clínicamente preestablecido de tonos puros. A pesar de la subjetividad de la audiometría, hoy por hoy proporciona información confiable sobre la audición del paciente. Sin embargo esta prueba no puede ser aplicada a ciertas poblaciones (e.g., neonatos, niños menores de cuatro años, sordos congénitos o pre-linguales, discapacitados, personas muy nerviosas, con déficit de atención o adultos con retraso mental severo) puesto que requiere de la respuesta consciente del sujeto [8, 22].

Para mostrar los umbrales auditivos de un sujeto se ha elaborado una gráfica adoptada universalmente, figura A.1. En las abscisas están colocadas las frecuencias de 125 a 8000 Hz por intervalos de octavas; en las ordenadas, en sentido descendente están ubicadas las intensidades en decibeles de nivel de audición ( $\text{dB}_{\text{HL}}$  - *Hearing Level* -), en el intervalo de -10 hasta 110  $\text{dB}_{\text{HL}}$ . Los umbrales auditivos se representan por un círculo de color rojo para el oído derecho y por una cruz de color azul para el izquierdo [18, 23].

Dependiendo del resultado de la Audiometría, la audición se clasifica conforme a lo descrito en el cuadro A.1.

En la figura A.1 se puede observar la audiometría de un adulto normoyente. Los umbrales auditivos denotan el nivel sonoro más débil al cual el sujeto responde un mínimo de 2 de 3 veces al tono presentado.

Intervalo en dB <sub>HL</sub>	Clasificación
≤ 25	Normoyente
26 - 40	Hipoacusia leve
41 - 70	Hipoacusia moderada
71 - 90	Hipoacusia severa
> 91	Hipoacusia profunda

Cuadro A.1: Clasificación del grado de audición [23]

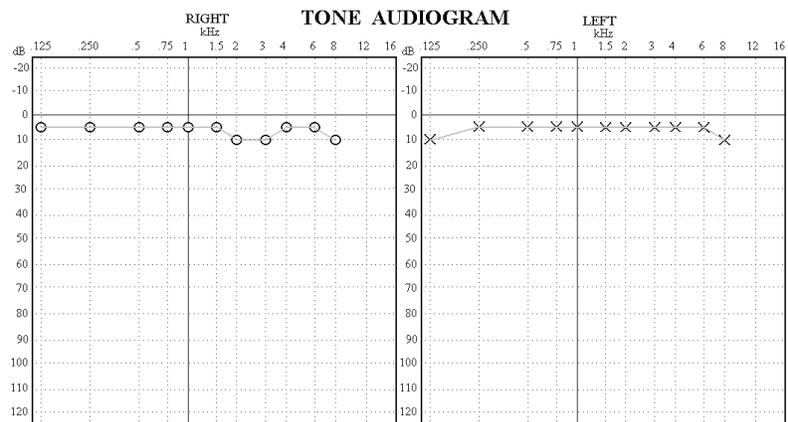


Figura A.1: Audiometría de un sujeto que muestra audición normal en ambos oídos (PTA<sub>OD</sub> = 6.6 dB, PTA<sub>OI</sub> = 5 dB)

El procedimiento para obtener los umbrales auditivos consiste en enviar inicialmente un tono de 1000 Hz a 40 dB<sub>HL</sub> en oído derecho, dependiendo de la respuesta del sujeto la intensidad se decrementa o incrementa en pasos de 5 dB hasta ubicar la mínima intensidad donde el sujeto responda. Se elige otra frecuencia y se repite el procedimiento anterior hasta agotar todas las frecuencias de la prueba. En la clínica frecuentemente se emplea el Promedio a Tonos Puros (PTA *por sus siglas en inglés Pure Tone Average*) para indicar el grado de discapacidad y el umbral a la palabra hablada del sujeto,  $PTA = (UA_{500} + UA_{1000} + UA_{2000})/3$ ; sin embargo este índice es parcial, pues sólo alude al intervalo central de frecuencias del audiograma [18].

# Artefactos del PEALM

---

## B.1. Reflejos musculares

No es posible registrar actividad electroencefalográfica debida exclusivamente al estímulo sonoro, ya que diferentes estructuras del cerebro pueden responder tanto al estímulo sonoro como a estímulos de otras modalidades. La actividad electroencefalográfica está en el rango de los  $\mu\text{V}$  y está contaminada por la actividad de los músculos de la cabeza (e.g. músculo post-auricular [MPA] ubicado atrás del oído), cuello, meninges, piel, y cráneo tales como músculos temporales y frontales [4, 24, 25]; así como por el efecto contaminante de la actividad electrocardiografía (ECG) y ruido eléctrico de 60 Hz [1, 9, 24, 26].

La contaminación miogénica del MPA que aparece en el montaje vértice-mastoides debida al estímulo sonoro y en menor grado a otros músculos craneales cercanos a los localizados entre los electrodos de registro, es un problema común que a menudo se pasa por alto en el registro del PEALM, pudiendo conducir a resultados erróneos [22]. Estos músculos pueden ser activados por señales acústicas, especialmente a niveles mayores que  $70 \text{ dB}_{\text{HL}}$  [23] o cuando el sujeto no está relajado lo suficiente [25]. Aun estímulos débiles pueden generar potenciales miogénicos cuando los músculos post-auriculares están bajo presión. Una posición cómoda para el paciente reduce el riesgo de contaminación miogénica. Dentro de lo posible, el paciente debe permanecer de cúbito supino con la cabeza descansando en una almohada suave. Es recomendable una almohadilla para el cuello a fin de reducir la probabilidad de tensión debida al movimiento de la cabeza [22]

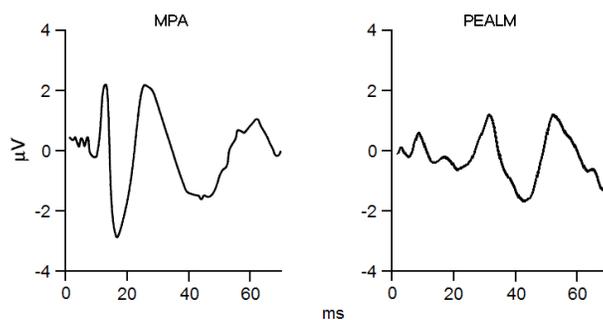
T. W. Picton et al, (1974) identificaron cuatro reflejos musculares que alteran profundamente los

registros del PEALM, tabla B.1, confirmando que la actividad muscular puede presentarse como artefacto que contamina el potencial cerebral en diferentes regiones del cuero cabelludo.

Reflejo	Descripción
Músculo post-auricular	Varía intra e inter sujeto(s). Se observa un pico negativo en $17.2 \pm 1.9$ ms, precedido de un pico positivo en $16.4 \pm 0.7$ ms.
Músculos temporales	Se registran muy fácilmente en sujetos apretando los dientes. Se observa como un pico negativo a los $17.2 \pm 1.9$ ms, seguido de un pico positivo a los $22.8 \pm 2.8$ ms.
Músculos del cuello	Registro en cuello. Inician a los 7.4 ms; picos negativos en $11.3 \pm 0.2$ y $24.6 \pm 1.5$ ms y positivos en $16.8 \pm 2.4$ y $33.8 \pm 0.5$ ms.
Músculos frontales	Respuesta altamente variable, localizada aproximadamente a los 30 ms.

Cuadro B.1: Reflejos musculares (T. W. Picton et al, 1974)

La interferencia por MPA se puede observar como una gran caída en el trazo traslapado con la forma de onda del PEALM. Tiene una amplitud aproximada de  $5 \mu\text{V}$  que se superpone al PEALM y una gran depresión negativa a los 45 ms que puede confundirse con la onda Nb [27], figura B.1. El MPA puede distorsionar el PEALM, especialmente a altas intensidades de estimulación (Stapells & Picton, 1981), a intensidades moderadas y bajas se puede confiar en estar registrando actividad cerebral auditiva (Picton et al, 1977).



(a) Respuesta típica del (b) PEALM de sujeto normal.  
músculo post-auricular mal.  
(MPA)[28]

Figura B.1: Se observa que la respuesta MPA es de mayor amplitud que el PEALM.

T. W. Picton et al, (1977). Reportaron que si bien la posibilidad de tales reflejos musculares oscurece información neurológica de la forma de onda registrada, tal problema no es del todo relevante cuando los registros son usados para determinar umbrales auditivos. La presencia de una respuesta reconocible, si ésta deriva de actividad tálamo-cortical o de reflejos musculares craneales, aún denota que la información auditiva ha sido transmitida a través de la cóclea y tallo cerebral. El problema puede ocurrir si la forma de onda de la actividad eléctrica de los músculos y de la respuesta cerebral tendiesen a cancelarse una con otra, fenómeno que puede ocurrir ocasionalmente.

## **B.2. Estado de consciencia**

El EEG cambia constantemente y esta influenciado por el estado de alerta o de sueño, puede diferir ampliamente en un mismo paciente examinado bajo las mismas circunstancias y para los mismos propósitos. Ya sea que el paciente permanezca atento o dormido durante la prueba, el estado de alerta varía a través de la duración de la misma [9].

T. W. Picton et al, (1974). Reportaron que los reflejos musculares eran notablemente atenuados durante el sueño y que para obtener registros limpios, éstos debían realizarse tan pronto como el sujeto se durmiera o bien cuando relajara voluntariamente la musculatura del cuero cabelludo [3]. Otros investigadores también destacaron la importancia del sueño durante el registro del PEALM ya que se ha demostrado que la amplitud de los principales componentes Na y Pa disminuye cuando los sujetos desarrollan diversas tareas mentales que requieren concentración [27].

## **B.3. Edad, género y raza**

La edad juega un rol importante en la percepción auditiva. Aunque el PEALM puede ser generado en personas de cualquier edad, la latencia y amplitud de los picos varían, de la misma forma como sucede con la forma de onda en conjunto.

Kraus et al, (1985). Reportaron los efectos de la edad en la presentación de las ondas Na y Pa

del PEALM. Aproximadamente 20% de los niños menores a 1 años mostraron el pico Pa, mientras alrededor del 65% mostraron el pico Na. De acuerdo con McGee y Kraus (1996), el desarrollo de Pa transcurre dentro de la primera década de vida. Ponton C. et al, (2002), reportaron que las ondas Pa y Pb alcanzan su madurez a los 6 años de edad. Sales de Almeida et al, (2006), reportaron que la presencia de las ondas del PEALM se incrementa con la edad hasta cerca del 100% de los 10 a 12 años para ambas ondas Na y Pa.

Azumi T. et al, (1995). Reportaron la existencia de una relación lineal entre la amplitud de las ondas Na y Pa con la edad. T.W. Picton et al, (1977), reportaron que en bebés los componentes del PEALM son un poco más pequeños en amplitud que en adultos y dan umbrales de aproximadamente 30 dB<sub>nHL</sub>; la latencia de los componentes del PEALM en bebés son un poco más cortas que en adultos. Woods et al, (1986), reportaron que el envejecimiento produce un patrón de cambio diferente para el PEALM, esto es, una mejora en la amplitud del pico Pa y latencias más largas.

Sin embargo, ya que no ha habido uniformidad en la forma que el PEALM han sido generados y registrados, no hay reglas disponibles relacionadas con la edad para propósitos clínicos y de comparación [9].

Si bien la mayoría de autores no han encontrado diferencias significativas relacionadas con el género [7, 42], en algunos trabajos realizados con mujeres se ha reportado un decremento en la latencia y un incremento en la amplitud del pico Pa [38]. Sin embargo, ni el género ni la raza han sido explorados sistemáticamente como factores en la respuesta del PEALM [9].

## Método de detección Fsp

---

En 1984, Elberling y Don propusieron un algoritmo de “Detección Objetiva de las Respuestas Auditivas de Tallo Promediadas (ABR)” conocido como “Fsp” (*del inglés: Fisher, single point*), el cual se basa en una relación de varianzas como estimador de la relación señal a ruido.

Demostraron que el nivel de ruido en el potencial evocado era constante en el intervalo de tiempo contenido en una época. Esto significa que para un cierto tiempo  $t$ , localizado dentro de la ventana de análisis, el ruido debería variar alrededor de la señal determinística (i.e., el potencial evocado) y la variabilidad debería representar el nivel de ruido. La respuesta evocada promedio ideal asume que el ruido ha sido eliminado; por lo tanto su varianza representa la variabilidad de la señal dentro de la ventana de análisis. Usando las dos varianzas puede emplearse una prueba de Fisher para un solo punto localizado en una cierta ventana de análisis y obtener una cifra de mérito de la separación de la señal y el nivel de ruido [20].

A continuación se describen brevemente los cálculos usados para obtener el valor Fsp, ver Elberling y Don (1984) para una explicación completa de la técnica y límites teóricos.

En una registro de potencial evocado, el potencial puede considerarse como la señal neurológica promediada  $\bar{S}$  y el ruido promedio  $\bar{N}$ , en el sistema.

$$\bar{P} = \bar{S} + \bar{N} \tag{C.1}$$

Donde la relación señal-a-ruido, SNR, puede ser calculada como

$$\text{SNR}^2 = \frac{\text{VAR}(\bar{S})}{\text{VAR}(\bar{N})} \quad (\text{C.2})$$

De esta forma, se define el valor  $F_{sp}$  como:

$$F_{sp} = \frac{\text{VAR}(\bar{S})}{\text{VAR}(\bar{SP})} \quad (\text{C.3})$$

Donde  $\bar{s}$  representa la señal promedio de las  $N$  épocas disponible para una determinada ventana de análisis y  $\bar{SP}$  representa el nivel de ruido de la respuesta evocada calculado en un solo punto ( $sp$ ) ubicado para las  $N$  la épocas disponibles.

En el trabajo de Elberling y Don citequinze, a partir de una análisis estadístico se establece que un valor  $F_{sp}=3.1$  corresponde a un 99% de probabilidad que se encuentre presente una respuesta evocada auditiva de tallo.

# Latencia y Amplitud del pico Pa

## D.1. Latencia del pico Pa

En la tabla D.1, se muestra la latencia promedio de Pa para las poblaciones de mujeres y hombres. En ambos grupos se observa cómo la latencia de Pa disminuye al incrementarse la intensidad y la frecuencia de estimulación.

Hz	dB <sub>HL</sub>	-5	0	5	10	15	20	30	40
500	M	42.76±2.74	41.95±2.29	38.13±1.23	37.78±2.22	36.98±1.27	35.48±1.72	35.78±0.71	33.81±0.81
	H	44.43±2.85	42.70±2.27	41.25±3.43	41.13±2.74	38.72±3.27	37.64±2.22	37.25±0.88	34.99±0.67
	M y H	43.60±2.92	42.33±2.31	39.69±3.01	39.64±3.02	37.85±2.63	36.66± 2.28	36.58±1.09	34.45±0.94
1000	M	41.33±0.00	39.24±0.00	40.85±2.08	39.52±1.72	37.93±1.31	37.14±1.27	34.69±1.08	33.40±0.52
	H	41.50±0.00	42.59±2.85	41.86±1.79	40.46±1.77	39.68±2.83	37.36±1.47	35.71±1.23	33.52±1.24
	M y H	41.42±0.09	41.47±2.81	41.35±2.00	39.99±1.81	38.88±2.43	37.26±1.39	35.25±1.27	33.47±0.98
2000	M	39.15±0.00	38.65±0.00	38.29±2.34	35.84±1.14	35.23±1.42	33.99±1.77	32.67±1.21	30.57±1.27
	H	42.17±2.01	42.05±2.02	40.89±2.10	39.91±2.70	36.92±2.13	34.50±1.35	33.72±2.03	31.41±1.08
	M y H	41.16±2.17	41.20±2.29	39.85±2.54	38.28±2.98	36.15±2.02	34.27±1.57	33.24±1.78	31.03±1.24
3000	M	38.40±0.76	36.71±1.64	36.25±4.18	35.05±3.43	34.68±2.73	33.00±2.78	31.77±1.97	30.78±2.40
	H	39.15±0.00	38.82±2.18	38.99±0.84	37.21±0.98	35.70±0.67	34.39±0.72	32.71±0.96	31.51±1.74
	M y H	38.65±0.71	37.56±2.14	37.74±3.19	36.13±2.74	35.23±1.97	33.76±2.07	32.28±1.58	31.18±2.10

M: Grupo de Mujeres

M: Grupo de Hombres

Latencia ± SD [ms]

Cuadro D.1: Amplitud promedio de Pa pre/post selección de épocas.

## D.2. Amplitud del pico Pa

En la tabla se muestra la amplitud promedio de Pa antes y después de la selección de épocas. Tanto en mujeres como en hombres la amplitud disminuye al decrementarse la intensidad. En términos de frecuencia no es posible establecer un modelo de comportamiento.

Hz	dB <sub>HL</sub>	-5	0	5	10	15	20	30	40
500	Mpre	1.14±0.08	0.10±0.50	1.17±0.44	1.42±1.68	0.20±0.29	1.41±1.68	3.66±1.40	4.23±0.60
	Mpost	3.02±0.9	2.93±0.57	2.83±1.31	4.03±1.17	4.14±2.32	4.12±3.77	5.54±3.44	5.34±1.94
	Hpre	0.65±0.32	0.57±0.42	0.69±0.06	0.061±0.82	0.37±1.10	0.91±0.96	1.89±1.11	2.80±1.04
	Hpost	3.40±0.27	2.99±0.54	2.95±0.11	2.48±0.86	2.63±0.88	2.74±0.89	3.39±0.77	4.90±0.45
	(M y H)pre	0.89±0.34	0.33±0.50	0.98±0.42	1.02±0.78	0.29±0.81	1.13±1.36	2.69±1.53	3.51±1.11
	(M y H)post	3.21±0.28	2.96±0.56	2.89±0.93	3.17±1.27	3.39±1.91	3.37±2.71	4.37±2.62	5.10±1.37
1000	Mpre	0.92±0.00	1.74±0.00	0.08±1.16	0.98±0.40	1.50±1.11	1.87±0.83	2.63±1.25	3.31±0.41
	Mpost	2.73±0.00	3.88±0.00	3.45±1.77	3.08±2.00	4.09±1.65	3.79±1.37	4.64±0.80	4.58±0.57
	Hpre	0.41±0.00	0.56±0.06	1.05±0.94	0.56±1.16	0.54±1.11	1.00±0.83	1.29±0.67	1.65±0.48
	Hpost	2.23±0.00	2.46±0.66	2.56±0.82	2.07±0.44	2.16±0.69	3.14±0.89	3.42±0.65	4.09±1.57
	(M y H)pre	0.67±0.26	0.95±0.56	0.56±1.16	0.77±0.90	0.98±1.11	1.39±0.94	1.90±1.18	2.48±0.94
	(M y H)post	2.48±0.25	2.93±0.86	3.00±1.45	2.63±1.60	3.04±1.55	3.44±1.18	3.98±0.95	4.31±1.25
2000	Mpre	1.46±0.00	0.58±0.00	0.36±1.06	1.62±1.37	1.68±1.06	1.09±0.12	2.15±0.79	2.79±2.00
	Mpost	2.28±0.00	2.71±0.00	3.09±1.06	4.38±2.18	5.19±2.29	3.57±1.28	4.03±1.62	4.30±1.48
	Hpre	0.94±0.31	0.87±0.48	0.90±0.27	1.44±1.08	1.01±1.45	1.31±0.95	1.75±0.72	1.19±1.15
	Hpost	3.22±0.38	2.97±0.57	2.72±0.72	2.96±0.63	2.74±0.94	3.29±1.17	3.50±0.94	3.30±0.83
	(M y H)pre	1.11±0.35	0.80±0.43	0.68±0.75	1.51±1.21	1.32±1.33	1.21±0.72	1.77±0.83	1.99±1.82
	(M y H)post	2.91±0.54	2.91±0.51	2.87±0.89	3.53±1.62	3.85±2.08	3.42±1.23	3.74±1.32	3.75±1.27
3000	Mpre	0.47±0.32	1.03±0.20	0.64±1.12	0.62±0.48	0.44±1.66	1.55±1.38	1.06±0.78	1.07±1.36
	Mpost	3.11±0.28	2.62±0.94	2.41±0.546	3.01±1.14	3.41±1.65	4.00±2.60	4.23±1.90	3.21±1.47
	Hpre	1.84±0.00	0.45±0.47	0.71±0.68	0.42±0.68	1.12±1.05	0.91±0.95	1.07±0.85	1.33±0.61
	Hpost	5.39±0.00	3.51±0.40	2.97±1.10	2.73±0.74	3.15±1.15	3.47±0.47	3.35±1.27	3.49±0.61
	(M y H)pre	0.92±0.70	0.80±0.44	0.68±0.91	0.52±0.68	0.81±1.40	1.20±1.21	1.06±0.82	1.20±1.06
	(M y H)post	3.87±1.10	2.98±0.88	2.71±0.93	2.87±0.97	3.27±1.40	3.71±1.81	3.75±1.65	3.36±1.10

M: Grupo de Mujeres

M: Grupo de Hombres

Amplitud  $\pm$  SD  $\times 10^{-1}$  [ $\mu$ V]

Cuadro D.2: Latencia promedio de Pa.

# Registro de voluntarios

## E.1. Formato de Antecedentes Audiológicos

**FICHA DE ANTECEDENTES AUDIOLÓGICOS PARA ESTUDIOS PEALM**

Fecha: \_\_\_\_\_

Nombre: \_\_\_\_\_ ID

Edad: \_\_\_\_\_ e-mail: \_\_\_\_\_

**Antecedentes de salud**

¿Tiene o ha padecido de problemas respiratorios en las últimas dos semanas? SI  NO

¿Cuál?: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Otoscopia (Resultado) \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

**RESULTADO DE AUDIOMETRÍA**

	OD	OI
Audición normal (0-20 dB)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Pérdida auditiva leve (20-40 dB)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Pérdida auditiva moderada (40-70 dB)	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

Observaciones: \_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

\_\_\_\_\_

Identificación (ID), construida a partir del nombre y apellidos del voluntario (CONFIDENCIAL).

## E.2. Citatorio para Estudio de PEALM

ESTUDIO: PEALM  
 Fecha: \_\_\_\_\_  
 Hora: \_\_\_\_\_  
**INDICACIONES:** presentarse SIN MAQUILLAJE, CABELLO LIMPIO y DESVELADO de toda la noche previa al día del estudio, de lo contrario, no podrá realizarse,

## E.3. Formato para Estudio de PEALM

**HOJA DE REGISTRO DE POTENCIALES DE LATENCIA MEDIA (PEALM)**

Fecha: \_\_\_\_\_

Nombre: \_\_\_\_\_ ID: \_\_\_\_\_

Edad: \_\_\_\_\_

Condiciones de Registro:  
 Canal Izquierdo: Cz(+), Al(-) → (canal 31)  
 Canal Derecho: Cz(+), Al(-) → (canal 32)  
 FPr → (GND)

Impedancia de los electrodos:  
 FPr-A1: \_\_\_\_\_  
 FPr-A2: \_\_\_\_\_  
 FPr-Cz: \_\_\_\_\_

**Registro monoaural con audifonos TDH-39P**

dB HL O.A.	O. Derecho										O. Izquierdo									
	500		1000		2000		3000		500		1000		2000		3000					
	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L	R	L				
-5																				
0																				
5																				
10																				
15																				
20																				
25																				
30																				
35																				
40																				
45																				
50																				

R: presente corch  
 R: presente corch  
 R: detectado vocal de Pa

Registró: \_\_\_\_\_

Observaciones: \_\_\_\_\_

---

**PARÁMETROS DE REGISTRO:**  
 Fpr: 30 Hz      Fm: 500 Hz  
 No. de impulsos: 120 con repetición \_\_\_\_\_  
 Volumen de estímulo: 75 ms  
 Cuestión: 1000  
 Ft: 10000 Hz  
 Pectura de compensación: 15 µV

**Programas:**  
 STId: a6C\_P ELM 540  
 NeuroScan: sbs\_15seg\_P ELM 540  
 audífono: CD 11 → CD  
 CD 11 → CD



**Universidad Autónoma Metropolitana**  
**División de Ciencias Básicas e Ingeniería**

**AUDIOMETRÍA ESTIMADA A PARTIR  
DEL POTENCIAL EVOCADO AUDITIVO  
DE LATENCIA MEDIA**

Tesis que presenta  
Agar Karina Quintana López  
Para Obtener el Grado de  
Maestro en Ciencias en Ingeniería Biomédica

Asesor: M. en I. Juan Manuel Cornejo Cruz

Jurado Calificador:

Presidente: M. en C. Miguel Cadena Méndez UAM-I

Secretario: M. en I. Juan Manuel Cornejo Cruz UAM-I

Vocal: Dra. Lizette Carranco Hernández INER

México, mayo de 2010