

TESIS DOCTORAL

“VALIDACIÓN DE UNA NUEVA METODOLOGÍA ACÚSTICA PARA AUDIOMETRÍA TONAL LIMINAR”


Memoria presentada por:
Mario Padilla Delange para aspirar
al grado de Doctor en Medicina.

Málaga, 1 de Noviembre de 2015.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AUTOR: Mario Padilla Delange

 <http://orcid.org/0000-0002-0348-5504>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): riuma.uma.es



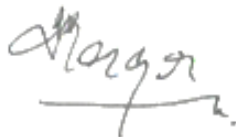
D. LORENZO ZARAGOZA CONTRERAS, profesor de Otorrinolaringología de la Facultad de Medicina de Málaga y **ENRIQUE NAVA BARO**, profesor de la ETSI en Telecomunicación,

CERTIFICAN: Que los trabajos e investigaciones que se exponen en la Memoria Doctoral “Validación de una nueva metodología acústica para audiometría tonal liminar”, han sido realizadas bajo nuestra dirección por D. Mario Padilla Delange durante los años 2013, 2014 y 2015, y corresponden fielmente a los resultados obtenidos, habiendo los que suscriben revisado la presente Memoria Doctoral, y estado conformes con su presentación para ser juzgada ante el tribunal que en su día se designe.

Y para que conste, en cumplimiento de las disposiciones vigentes, extendemos la presente certificación en Málaga, a 12 de Noviembre de dos mil quince.

Fdo. Lorenzo Zaragoza Contreras.

Fdo. Enrique Nava Baro.





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

TÍTULO

**“VALIDACIÓN DE UNA NUEVA METODOLOGÍA
ACÚSTICA PARA AUDIOMETRÍA TONAL LIMINAR”**

AUTOR:

MARIO PADILLA DELANGE

DIRECTORES:

Prof. Lorenzo Zaragoza Contreras

Profesor de Otorrinolaringología de la Facultad de Medicina de la Universidad de Málaga.

Prof. Enrique Nava Baro

Profesor de la Escuela Superior Técnica de Ingeniería en Telecomunicación de la Universidad de Málaga.



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

A mis padres



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AGRADECIMIENTOS

Al profesor Lorenzo Zaragoza Contreras, profesor de ORL de la Facultad de Medicina de Málaga y Jefe de Sección ORL del Hospital Regional Universitario de Málaga, cuyo celo profesional y científico ha impulsado el desarrollo del presente trabajo.

Al profesor Enrique Nava Baro, profesor de la Escuela Superior Técnica de Ingeniería en Telecomunicación de la Universidad de Málaga, por su apoyo en la realización de este estudio, sin cuya ayuda no podría haber sido posible la realización de esta tesis.

A mi mujer y a mis hijos por el tiempo que les he quitado para este estudio.

A mis padres y hermanos por su apoyo.

A todos aquellos que, con su actitud o aportación en algún momento, han contribuido a la realización de este trabajo, en especial a personal del Servicio de Otorrinolaringología del Hospital Regional de Málaga.

CONTENIDO

I. INTRODUCCIÓN	3
1. <i>Fenómenos físicos implicados en la audiometría</i>	15
1.1. Atenuación del sonido	15
1.2. Efecto oclusión	17
1.3. Cancelación	18
1.4. Batimiento	20
2. <i>Fenómenos neurológicos y psíquicos</i>	23
2.1. Enmascaramiento	23
2.2. Percepción de la modulación	26
2.3. Reclutamiento	30
2.4. Fatiga auditiva	31
2.5. Enmascaramiento central	32
2.6. Pulsos binaurales	32
2.7. Hipoacusias funcionales	38
3. <i>Métodos empleados en audiometría tonal liminar</i>	39
3.1. Enmascaramiento por vía aérea	40
3.2. Enmascaramiento por vía ósea	55
II. OBJETIVOS	63
III. MATERIAL Y MÉTODOS	65
1. <i>Material</i>	66
1.1. Población y características de la muestra	66
1.2. Sistema de registro	67
1.3. Estudio estadístico	70
2. <i>Métodos realizados</i>	70
2.1. Búsqueda del nivel inferior y superior de aparición del batimiento	70
2.2. Medida del efecto oclusión	72
2.3. Generación de batimiento unilateral con 2 vibradores	72
3. <i>Métodos propuestos</i>	74
3.1. Determinación del umbral de la vía ósea mediante el punto con mayor intensidad en el que aparezca el batimiento	74
3.2. Búsqueda del umbral óseo con las cancelaciones entre los batimientos	82
3.3. Búsqueda del umbral aéreo conociendo el óseo mediante el batimiento	82
3.4. Lateralización de la vía aérea	83
3.5. Audiometría por batimiento cuando la vía aérea no sea practicable	89
3.6. Test en simuladores	98
IV. RESULTADOS	101
1. <i>Estudio estadístico descriptivo</i>	102
1.1. Medición del GAP con enmascaramiento en hipoacusia de transmisión	105
1.2. Mediciones con el batimiento	106
1.2.1. Todos los grupos	106
1.2.2. Estadística descriptiva de cada grupo de pacientes	106
1.2.3. Grupo pacientes sanos	111
1.2.4. Grupo pacientes Hipoacusia neurosensorial	112
1.2.5. Grupo pacientes hipoacusia de transmisión	113
1.3. Medición del efecto oclusión	115
1.4. Generación de batimiento unilateral y bilateral	115
V. DISCUSIÓN	117
1. <i>Comparación del batimiento con el enmascaramiento</i>	118

1.1. Ventajas	118
1.2. Inconvenientes	119
2. <i>Comparación medidas de aparición del batimiento</i>	120
2.1. Error del punto inferior de aparición del batimiento	120
2.2. Modificaciones de las intensidades inferior y superior en las que aparece el batimiento	122
3. <i>Resultados obtenidos y esperados</i>	126
3.1. Cálculo del umbral con la intensidad mayor en la que aparece el batimiento	126
3.2. Generación del batimiento unilateral	127
VI. CONCLUSIONES	129
VII. BIBLIOGRAFÍA	131

RESUMEN

La finalidad de la presente tesis es la de reducir los errores que aparecen durante la realización de la audiometría tonal liminar así como reducir el tiempo necesario para su realización, evitando los efectos de la transmisión transcraneal del sonido, estableciéndose toda una metodología nueva para su realización. Dicha metodología se basa en la utilización del batimiento, fenómeno que se produce al sumarse dos sonidos de similar frecuencia generándose un sonido modulado a una frecuencia que es la diferencia entre las frecuencias de ambos sonidos. Este fenómeno físico es utilizado habitualmente para el afinamiento de instrumentos musicales debido a su mayor precisión e igualmente puede ser percibido por un paciente, incluso cuando en el oído contra-lateral se oiga un tono no modulado, al igual que se percibe un tono puro en un oído enmascarando el contra lateral con ruido. Se analizan los métodos utilizados para la audiometría y los factores que influyen en ella. Esta nueva metodología requeriría la utilización de audiómetros que generen tonos puros con una pequeña diferencia de frecuencia (medida en Hz) entre el vibrador óseo y el auricular.

I. INTRODUCCIÓN

La audición es un proceso complejo en el que hay tres etapas:

- a. Captación de las ondas sonoras.
- b. Transducción de ésta señal mecánica en impulsos nerviosos y transmisión de éstos al sistema nervioso central.
- c. Procesamiento de los impulsos nerviosos a nivel central produciendo las sensaciones auditivas.

Las ondas sonoras atraviesan el conducto auditivo externo hasta llegar al tímpano, que vibra por los cambios de presión y mueve a la cadena de huesecillos (martillo, yunque y estribo) que actúan como palanca y transfieren el sonido al oído interno, donde se transmite el sonido a un medio líquido, y en el caracol se transforman estas ondas en impulsos nerviosos al estimular las células ciliadas internas [Gelfand2011].

El conducto auditivo, el tímpano y la cadena de huesecillos actúan como un mecanismo de transmisión de las ondas sonoras a la cóclea.

La cóclea es la porción donde se encuentra ubicado el receptor auditivo. Tiene una parte ósea excavada en el hueso temporal y otra parte membranosa en su interior donde se encuentran las células sensoriales, entre laberinto óseo y membranoso hay un líquido de composición parecida al líquido cefalorraquídeo denominado perilinfa y en el interior del laberinto membranoso, se halla la endolinfa que es un líquido producido en la estría vascular. Los líquidos laberínticos contribuyen a la transmisión de la onda sonora que recibe la membrana oval, establecen un ambiente iónico adecuado rico en potasio en las células sensoriales para que generen entre ellos el potencial endococlear, que es de alrededor de +80 mili voltios.

La cóclea ósea está formada por un tubo enrollado en espiral que en el ser humano describe entre dos vueltas y media a dos y tres cuartos en torno a un eje óseo denominado modiolo.

El modiolo tiene un canal donde se aloja el ganglio auditivo y en el centro el nervio auditivo. Los filetes nerviosos atraviesan la base de la cóclea por la lámina cribiforme y penetran en el conducto auditivo interno. La cóclea membranosa es una estructura que se adapta al interior del laberinto óseo y tiene forma de prisma triangular enrollado en espiral. Ocupa el espacio comprendido entre el borde libre de la lámina espiral y la lámina de los contornos, separando dos rampas (vestibular y timpánica). Consta de una pared externa o ligamento espiral, una pared superior o membrana de Reissner y otra inferior o membrana basilar con las células sensoriales. Se identifican dos tipos de células receptoras o sensoriales en el órgano de Corti, las células ciliadas internas, organizadas en una hilera, y las células ciliadas externas, dispuestas en tres o más hileras. Las células ciliadas tienen estereocilios en su superficie apical. Los estereocilios son una variedad de cilios sin capacidad de movimiento.

La cóclea está inervada por fascículos aferentes que surgen de las células ciliadas, van al ganglio espiral de Corti y salen después por los orificios de la

base de la columela para formar el nervio coclear o VIII par y a ella llegan fascículos eferentes, el haz de Rasmussen, que alcanza la cóclea desde el complejo olivar superior, dividido en dos fascículos medial y lateral. Además hay fibras eferentes simpáticas perivasculares procedentes de la cadena de ganglios cervicales.

El oído humano detecta sonidos entre 20 y 20 000 Hz, aunque las frecuencias vocales (de la voz) están comprendidas entre 100 y 2 000 Hz. El rango de intensidades audibles está entre 0 y 120 dB que corresponde al umbral del dolor.

En el oído interno la onda sonora estimula el órgano de Corti que es el responsable de la transducción mecanoeléctrica del sonido, la energía mecánica se transforma en impulso nervioso, con un potencial de acción que por el nervio coclear llegará al área auditiva del córtex cerebral.

En la cóclea se encuentra el órgano sensorial que realiza la transducción del sonido. La energía acústica procedente del oído medio produce la vibración de los líquidos cocleares (endo y perilinfa) que a su vez produce la vibración de la membrana basilar que provoca un desplazamiento de los estereocilios de las células ciliadas.

Transducción

El estímulo excitatorio es la inclinación de los estereocilios hacia los estereocilios de mayor tamaño en las células de mamíferos [Russel1987]. Los movimientos en la dirección opuesta son inhibitorios y los perpendiculares son inefectivos.

Las células ciliadas comienzan a elaborar respuestas con una alta sensibilidad, frente a mínimos desplazamientos del extremo apical del haz de cilios, del orden de ± 0.3 mm [Sellick1982]. Cada receptor tiene un máximo de sensibilidad para determinada dirección del estímulo. Estos puentes están anclados a canales iónicos y la tracción produce que entren al interior celular iones de K^+ , despolarizando la célula. Esta despolarización tiene diferentes consecuencias :

- En las células ciliadas interna las conductancias de la membrana basolateral están dominadas por dos canales de K^+ voltaje-dependientes [Kros1990]. Las células ciliadas internas tienen en sus membranas basolaterales dos tipos de canales de K^+ Ca^{2+} -dependientes [Ashmore1986].
- Las células ciliadas externas son capaces de responder a las vibraciones a través de sus haces de estereocilios mecano-sensibles y de retroalimentar el sistema generando fuerzas mecánicas que mejoran tanto la sensibilidad como la selectividad de las frecuencias. Estas fuerzas mecánicas resultan de la motilidad (contracción o expansión) de las células ciliadas externas en respuesta al sonido. Además, la inervación eferente que reciben sería utilizada para modular estas respuestas [Holley1996].

En la célula ciliada interna se produce la salida de calcio y la liberación del neurotransmisor sobre las neuronas ganglionares del nervio auditivo, este gradiente iónico se conoce como potencial endococlear.

Teorías de la audición

Teoría del lugar

Esta teoría afirma que existe una organización tonotópica de las frecuencias en la membrana basilar. Las células sensoriales que se encuentran próximas a la base de la membrana basilar son afectadas principalmente por tonos de alta frecuencia y las localizadas cerca al helicotrema son estimuladas principalmente por tonos de baja frecuencia. En 1863, Hermann von Helmholtz [Helmholtz1885] propuso la primera versión de la teoría, en el que la cóclea tenía propiedades de resonancia. Georg von Békésy apoyó esta teoría con la teoría de la onda viajera [Von Békésy1960]. Observó los movimientos de la membrana basilar, realizando estudios en oídos con luz estroboscópica. Realizó agujeros en varios puntos de la cóclea, de tal forma que la amplitud de las vibraciones podía ser medida, fundamentalmente en el ápex, encontrando que, si se sometía el líquido coclear a un sonido, se produce una onda viajera. Esta teoría ha sido propuesta para explicar cómo se detecta la intensidad del sonido, a más intensidad, mayor es la región de la membrana basilar involucrada.

Cada punto a lo largo de la cóclea vibra con una frecuencia igual a la del estímulo impulsor. La amplitud y la fase de respuesta varía considerablemente a medida que avanzamos en la cóclea, determinando un patrón de vibración que avanza de la base al vértice. La onda tarda 5 milisegundos en recorrer la longitud de la cóclea. La amplitud de la vibración cambia a medida que la onda se mueve dentro de la cóclea. Observó que el pico máximo de vibración se desplaza hacia el ápex de la cóclea con los estímulos de baja frecuencia, mientras que se desplaza hacia la base para los estímulos de alta frecuencia. El lugar en el que ocurre el pico de máxima vibración es aproximadamente proporcional al logaritmo de la frecuencia del estímulo.

La estructura de la onda viajera es esencialmente un mapa de la amplitud de la vibración, cada región de la cóclea tiene una mejor sensibilidad en función de la frecuencia del estímulo.

Teoría de la frecuencia o periodicidad

Según esta teoría, la membrana basilar vibra en su totalidad reproduciendo las vibraciones del sonido. El tono escuchado está determinado por la frecuencia de impulsos que viajan por el nervio auditivo que se correlaciona con la frecuencia de la onda sonora, siendo el cerebro el que analiza los tonos. Fue propuesta por Ernest Gleen Wever y Charles Bray en 1930 [Weber1930]. La mayor parte de la evidencia que respalda esta teoría proviene del estudio con peces que no tienen sistemas periféricos de análisis de frecuencias, por lo que estos animales si deben tener esta capacidad discriminativa [Schiffman2001].

La teoría fue criticada, porque una fibra nerviosa no puede responder directamente más de 1 000 veces por segundo, por lo que no podría transmitir frecuencias de más de 1 000 Hz, esta teoría no podría explicar todas las frecuencias audibles [Schiffman2001].

Grados de hipoacusia

Consideramos que una persona oye normalmente cuando su umbral auditivo para las frecuencias del audiograma tonal está entre -10 y 15 dB. Se entiende por hipoacusia un umbral auditivo por debajo de 15 dB en el audiograma tonal.

Existen diferentes grados de hipoacusia según la ASHA (American Speech and Hearing Association), el grado de pérdida auditiva se refiere a la severidad de la misma. Los valores son representativos de los umbrales del paciente, o bien, la intensidad más baja a la que el sonido es percibido. Este es uno de los sistemas de clasificación más utilizados [Clark1981]:

- Normal, -10 a 15 dB HL.
- Leve, 16 a 25 dB HL.
- Media, 26 a 40 dB HL.
- Moderada 41 a 55 dB HL.
- Moderadamente severa, 56 a 70 dB HL.
- Severa, 71 a 90 dB HL.
- Profunda, 91 o más dB HL.

El deterioro o defecto auditivo es un término general para referirnos a la pérdida de la habilidad completa o parcial para oír por uno o ambos oídos y que conlleva una mayor o menor dificultad para evaluar la pérdida auditiva es una noción relativamente simple, ya que se refiere a la función del órgano auditivo tomado aisladamente.

Tipos de hipoacusia

Fundamentalmente se distinguen dos tipos de hipoacusia:

- De transmisión o conducción, cuando existe un problema previo a la transducción mecanoeléctrica del sonido, o sea, cuando el defecto está antes de la ventana oval
- Neurosensorial, cuando la deficiencia está en el oído interno o en las vías auditivas, una vez realizada la transducción sonora. Las causas de hipoacusia neurosensorial son múltiples ya que abarcan todas las patologías congénitas o adquiridas que puedan alterar la cóclea, las vías auditivas o el córtex auditivo.

Cuando un paciente sufre en un oído una pérdida auditiva por ambos motivos se dice que tiene una hipoacusia mixta.

El audiograma

El diagnóstico de problemas auditivos se apoya sustancialmente en la utilización del audiograma, que registra de forma gráfica y numérica la

sensibilidad al sonido, permitiendo una correcta indicación quirúrgica en muchas patologías. Su estandarización ha permitido que se utilice de forma universal.

Para realizar estos registros de forma gráfica, en 1885 Arthur Hartmann diseñó una “Tabla Auditiva” en la que representaba un porcentaje de audición en el eje de ordenadas y en el de abscisas unos diapasones para oído derecho e izquierdo. El estándar para representar la sensibilidad auditiva de forma gradual fue la “Curva sensitiva” de Max Wien (1903). Veinte años más tarde un nuevo sistema de medición de la audición fue presentado por Politzer, Granedigo y Delsaux, denominado el “Esquema Acumétrico” [Vogel2007].

Durante esa época no se podía cuantificar la pérdida auditiva en relación con la audición normal, hasta que en 1922 Fletcher, Fowler y Wegel usaron la representación de la frecuencia con intervalos de octavas en el eje de abscisas y le intensidad en el de ordenadas. Fletcher et al. acuñaron el término “audiograma” [Vogel2007].

En 1899 Carl E. Seashore introdujo el audiómetro, instrumento para medir la “agudeza auditiva”. Dicho aparato presentaba un tono o un clic y tenía un atenuador con 40 pasos. En la década de 1920 se desarrollaron audiómetros capaces de producir tonos puros por vía aérea y por vía ósea. Fowler y Wegel en 1922 se refirieron al audiograma como una curva que representa los umbrales de audición de tonos puros de varias frecuencias representadas en el eje de abscisas y de intensidades en el de ordenadas, medidas en gramos por centímetro cuadrado, recomendando el uso de la escala logarítmica en ambos ejes. La exploración de la capacidad auditiva por vía ósea requería la utilización de un registro estándar que desarrolló Fowler en 1925 [Vogel2007].

Las frecuencias utilizadas para valorar la audición se distribuyen en octavas, ya que la percepción subjetiva de la frecuencia o tonalidad de un sonido crece como el logaritmo en base 2 de la frecuencia.

La unidad de la intensidad física del sonido es el vatio acústico por metro cuadrado. La percepción del nivel de intensidad de un sonido por el oído humano requiere un margen dinámico considerable, por lo que se prefiere utilizar como unidad de medida su relación con una intensidad acústica de referencia y expresar el cociente en unidades logarítmicas.

La intensidad acústica de referencia escogida se corresponde con la intensidad necesaria para obtener el umbral normal mínimo de audición binaural en la frecuencia de 1 000 Hz y corresponde a 10^{-12} vatios/m².

A esta unidad logarítmica utilizada habitualmente en el campo de la acústica se la denomina decibelio y se calcula según la expresión:

$$L=10 \log (I/I_0) \text{ dB.}$$

De esta forma, el nivel de intensidad acústica que se corresponde con el nivel mínimo de audición I_0 equivale a 0 dB. El factor 10 que multiplica al cociente es

el factor de conversión de la unidad logarítmica de referencia (Belio) a la unidad habitualmente utilizada (decibelio) [Breazeale2007]

La sensibilidad del oído humano es menor para las frecuencias superiores o inferiores a 1 000 Hz, por lo que la intensidad sonora necesaria para llegar al umbral normal de audición es mayor [Portmann1979].

De esta forma se pueden representar gráficamente los umbrales auditivos de una persona normal y se obtendría una curva mínima de igual sensación sonora, en la que el eje X se corresponde con valores de frecuencia en Hz y el eje Y se corresponde con valores de intensidad sonora L en dB (figura 1).

Curva mínima de igual sensación sonora (ISO 226-2003).

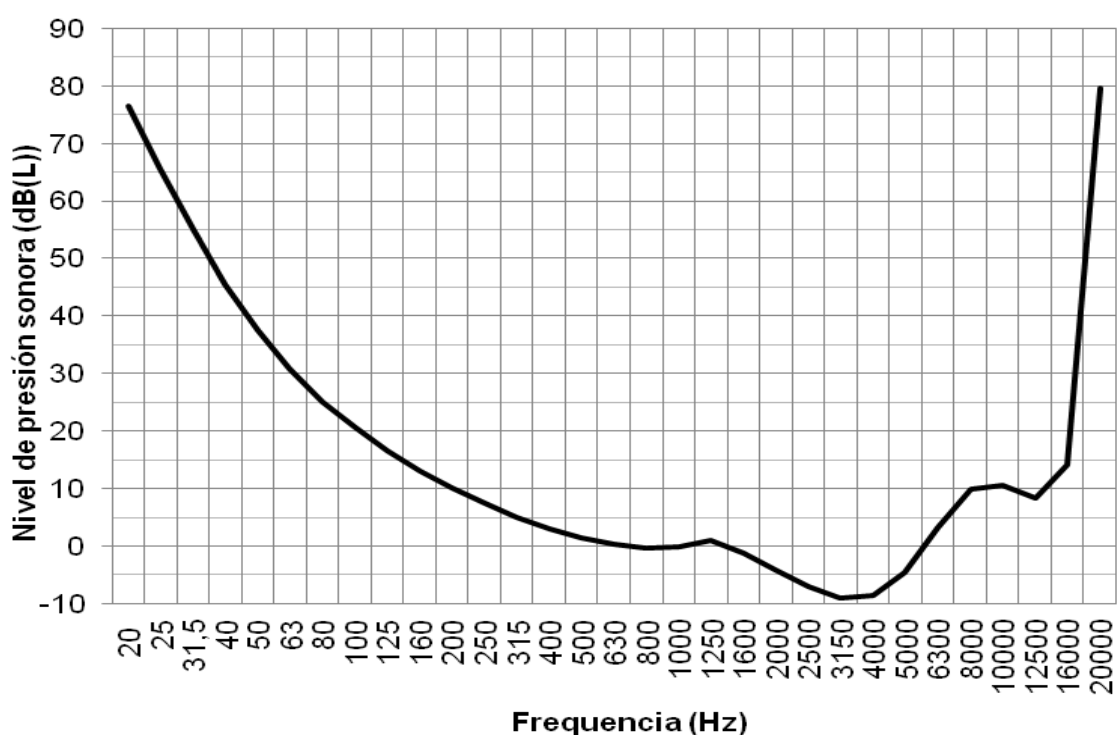


Figura 1. Curva de igual nivel de sensación sonora a nivel mínimo según norma ISO 226:2003 [Salomons2011].

Esta gráfica de intensidad medida en decibelios de presión sonora (sound pressure level o SPL) es de difícil interpretación clínica, para poder identificar las pérdidas auditivas. En el audiograma clínico para cada frecuencia se toma como valor de referencia el valor de cero decibelios relativo, que se corresponde con el valor de intensidad necesario para obtener el umbral de cada frecuencia. De esta forma la curva de audibilidad mínima se convierte en una recta situada en cero decibelios (hearing level o HL), en lugar de la curva parabólica que se muestra en la curva mínima de igual sensación sonora, para facilitar su interpretación clínica [Gelfand2011].

La audiometría tonal liminar es la investigación de los umbrales mínimos de audición para la vía aérea, mediante la ayuda de auriculares, y para la vía ósea, mediante unos vibradores, permitiendo estudiar la transmisión del sonido

por conducción en la vía aérea y ósea del paciente para cada frecuencia de forma separada [Portmann1979].

La medición de la vía ósea está limitada por la potencia del vibrador, que suele corresponderse con los valores de 40 dB en los 250 Hz, 50 dB en 500 Hz y entre 60 y 70 dB entre los 1 000 y 4 000 Hz [Roeser2007].

La comparación de los umbrales del sonido conducido por vía aérea y ósea nos permite distinguir entre diferentes tipos de hipoacusias, de transmisión o conducción, neurosensoriales y mixtas, siendo la diferencia entre ambas medidas es el GAP aéreo-óseo.

El umbral clínico para un tono puro se define generalmente como el mínimo nivel de sonido en el cual puede ser percibido al menos un 50% de incrementos de intensidad ascendentes. Algunos métodos requieren la identificación del sonido en 3 ocasiones, pero según la ASHA es suficiente con dos detecciones de un mínimo de 3 determinaciones, realizándose el test de forma más rápida. Ambos métodos dan similares resultados, habitualmente se usaron tonos puros continuos de 1 o 2 segundos, pero pueden utilizarse tonos pulsados, dando similares resultados y facilitando la tarea de reconocer dichos tonos al paciente, especialmente los que sufren acúfenos.

Métodos de búsqueda del umbral auditivo

El método ascendente

Es el método más habitual para buscar los umbrales auditivos. la prueba se inicia con la familiarización y una búsqueda aproximada del umbral con un tono de 1 000 Hz a 30 dB si el paciente parece ser normal o con 70 dB si sufre algún problema auditivo, otra forma de realizar esta aproximación es presentando un tono de 50 dB si el previo de 30 dB era inaudible e incrementar de 10 en 10 dB ese sonido hasta que el paciente lo perciba.

La búsqueda del umbral se realiza con los siguientes pasos:

- a. Cada tono se presenta durante 1 o 2 segundos.
- b. Queremos buscar el umbral incrementando el sonido, por lo que iniciamos la búsqueda a un nivel en el que se sepa que estamos por debajo de su umbral, usualmente con un tono 10 dB por debajo del tono que usamos con la familiarización.
- c. El nivel de intensidad se incrementa en pasos de 5 dB hasta que el paciente responde.
- d. Entonces el nivel de intensidad se reduce 10 dB y se presenta de nuevo, debiendo ser inaudible en ese momento, si el paciente lo oye entonces se reducirá la intensidad en otros 10 o 15 dB hasta que sea inaudible.
- e. El nivel de intensidad se incrementa de nuevo en pasos de 5 dB hasta que el paciente lo percibe de nuevo.

Los pasos c y d se repiten hasta que el criterio clínico de umbral se alcanza. En resumen el nivel de intensidad se reduce 10 dB después de cada respuesta

afirmativa del paciente y se incrementa en 5 dB después de cada respuesta negativa. El proceso de búsqueda del umbral tiene una primera aproximación con grandes incrementos de intensidad y luego una búsqueda más exhaustiva con incrementos de 5 dB. Esta técnica de búsqueda del umbral es conocida como la técnica 5 arriba y 10 abajo (o de arriba-abajo).

Método descendente

Al igual que el anterior, en este método comienza con una familiarización, se presenta un estímulo a los 1 000 Hz. que sea lo suficientemente intenso para que sea percibido por el sujeto (40 dB en sujetos normales y 30 dB sobre el umbral estimado en sujetos con hipoacusia), si no hay respuesta se aumenta el nivel del tono en pasos de 20 dB hasta que se perciba, si a los 80 dB todavía el tono no es audible se aumenta la intensidad en pasos de 5 dB hasta que haya respuesta, teniendo cuidado de no llegar al nivel de molestia del paciente. Posteriormente se comienza la búsqueda del umbral en los 1 000 Hz. partiendo del nivel en que el paciente percibió el sonido, se disminuye la intensidad del estímulo en pasos de 10 dB hasta que no responda al estímulo, luego se aumenta el tono en pasos de 5 dB hasta que el paciente conteste de nuevo, después se disminuye la intensidad en 10 dB y se vuelve a aumentar en 5 dB hasta que ocurra de nuevo una respuesta. Cuando el paciente ha respondido al menos 2 veces de las 4 presentaciones se considera esa intensidad como umbral. [AEDA2002].

Método del límite

En este método se presenta al sujeto un tono con intensidad predeterminada. El paciente debe responder cuando percibe el estímulo y la ausencia de respuesta indica que la señal no fue percibida. Para realizar este procedimiento se puede utilizar un tono continuo, o por medio de tonos bursts. Se presentan series de tonos ascendentes y descendentes de modo alterno, en la serie ascendente se comienza bajo el umbral estimado, y la intensidad de los estímulos es aumentada progresivamente hasta que el paciente responde. En las series descendentes la intensidad del estímulo inicial está sobre el umbral estimado y la intensidad es disminuida hasta que no exista respuesta del paciente. Han de realizarse cinco series ascendentes y cinco series descendentes, el umbral corresponde al promedio de estas diez intensidades obtenidas [Levitt1971].

Método del ajustamiento

Aquí el paciente controla la intensidad del estímulo. El examinador inicia la prueba con una intensidad inicial que puede estar bajo o sobre el umbral del paciente, este estímulo es constante. Luego el paciente ajusta el sonido con un atenuador. Cuando la intensidad inicial está bajo el umbral, la prueba es ascendente y el sujeto aumenta la intensidad hasta que el estímulo se hace audible y cuando la intensidad inicial está por encima del umbral estimado, la prueba es descendente y el paciente tiene que disminuir la intensidad hasta que el sonido se hace inaudible. Las pruebas ascendentes y descendentes se realizan en forma alterna. Se considera como umbral el promedio de las intensidades ajustadas por el paciente [Barti2010].

Método del estímulo constante

En este caso el sujeto evaluado asume un rol pasivo. No se busca el umbral de forma ascendente o descendente, sino que se seleccionan 10 intensidades al azar, distintas para cada uno de los tonos, cada una de las cuales debe ser presentada varias veces, rondando el umbral previamente conocido del paciente. El paciente debe indicar cada vez que percibe el sonido. Se considera como umbral la intensidad en la que el paciente responda el 50% de las veces. Es un método bastante preciso pero necesita de múltiples pasos.

Procedimientos adaptativos

En este caso la respuesta del sujeto en un nivel de intensidad de una presentación determinará el nivel inicial de intensidad de la próxima presentación, cuando no existe respuesta por parte del paciente la intensidad se aumenta hasta que se obtenga la respuesta, pero estos incrementos no siguen unos pasos constantes, dependen de la respuesta del paciente.

Método de escucha forzada

En este procedimiento se avisa al paciente cuándo el estímulo puede ser presentado en determinados intervalos de tiempo.

Método de conteo

Se reúnen en una habitación a varios pacientes simultáneamente. A través de altavoces se presentan unos sonidos a varias intensidades y frecuencias. El paciente debe contar cuántos estímulos oye en un intervalo de tiempo. El umbral se mide con el número de estímulos percibidos. Las respuestas pueden estar influidas por las de los demás presentes en la habitación.

Método de igualación

El paciente es el que ajusta la intensidad de un sonido en un oído en relación con otro presentado a una intensidad fija, el paciente debe de ajustar el sonido para que ambos tengan la misma sonoridad. Este método es el utilizado en acufenometría.

Audiometría automática de Békésy

En este método existe un incremento o descenso automático de la intensidad del estímulo según las respuestas del paciente en las diversas frecuencias (100 a 10 000 Hz.), que se van incrementando, también automáticamente, a una determinada velocidad. Mientras el estímulo es escuchado el paciente presiona un botón, cuando deja de escuchar el estímulo deja de presionarlo, lo que provoca que de nuevo aumente de la intensidad. Cuando comienza a percibir el estímulo presiona nuevamente el botón lo que provoca nuevamente una disminución de la intensidad [De Sebastián1999].

Simultáneamente se registra una representación gráfica del cambio de amplitud respecto a la frecuencia. Esta prueba además nos informa de la posible aparición de fatiga o reclutamiento auditivo.

Audioscan

Esta técnica consiste en un barrido frecuencial automático a un nivel de intensidad constante (entre -10 dB y 50 dB HL), este barrido comienza en la frecuencia 1 000 Hz. y luego se dirige hacia las altas frecuencias (hasta los 16 000 Hz.) para después terminar en las frecuencias bajas (hasta los 125 Hz.). El estímulo presentado puede ser un tono continuo o pulsátil. El paciente debe presionar un botón mientras escucha el estímulo, y soltarlo cuando deje de escucharlo, repitiendo el barrido con otras intensidades en el rango de frecuencias en que no se obtuvo respuestas hasta que son medidas todas las frecuencias.

Determinaciones realizadas en la audiometría tonal liminar

La audiometría tonal liminar de forma habitual se inicia con la búsqueda de los umbrales de cada oído por separado por vía aérea y luego los umbrales de la vía ósea en cada oído. En la vía aérea se empieza por el oído derecho a menos que alguna razón nos indique que un oído sea pero que el otro, en ese caso se comienza por el mejor oído.

La conducción del sonido por vía aérea tradicionalmente se ha medido para frecuencias de octava entre 250 y 8 000 Hz, en esos casos se obtienen los umbrales en el siguiente orden:

1 000, 2 000, 4 000, 8 000, repetición en 1 000, 500 y 250 Hz.

La repetición de la medición en los 1 000 Hz se hace como comprobación, y generalmente cambia unos 5 dB respecto a la primera medición, tomándose como umbral la mejor de las dos mediciones. Las semioctavas (750, 1 500, 3 000 y 6 000 Hz) se miden cuando entre las mediciones de dos octavas próximas hay una diferencia de umbral de 20 o más dB, además se realiza el test en 1 500 Hz si los umbrales en 1 000 y 2 000 Hz son de 20 dB o más cada uno. La fatiga del paciente y el tiempo de realización del test han de ser tenidos en cuenta para la determinación de umbrales en más frecuencias ya que quedan más umbrales por determinar y habitualmente hay que repetir su búsqueda con enmascaramiento.

La conducción del sonido por vía ósea tradicionalmente se ha medido para frecuencias de octava entre 250 y 4 000 Hz y además los 3 000 Hz, en esos casos se obtienen los umbrales en el siguiente orden:

1 000, 2 000, 3 000, 4 000, repetición en 1 000, 500 y 250 Hz.

Muchos profesionales no repiten el cálculo del umbral en los 1 000 Hz y no miden los umbrales en las semioctavas por conducción ósea, pero si hemos

medido los umbrales de la vía aérea a esa frecuencia sería deseable también realizar su medición en la vía ósea.

Esta prueba es subjetiva y pueden aparecer en ella falsas respuestas, tanto positivas como negativas. Puede haber falsas respuestas negativas si el paciente tiene un acufeno con una frecuencia similar a los tonos empleados, algunos pacientes no responden porque intentan de forma consciente o inconsciente simular que su audición es peor. Puede haber falsos positivos si el paciente responde de forma errónea justo tras la presentación de un tono, sobre todo si los tonos se incrementan siguiendo un cierto ritmo. Algunos errores se deben a que se deja el audiómetro configurado en la última medición tomada, por lo que cuando se realiza la audiometría en otro paciente se puede comenzar el test con una configuración errónea, para ello es recomendable después de realizar la audiometría a cada paciente dejar el audiómetro configurado para realizar la búsqueda del umbral con un tono de 1 000 Hz a 0 dB en el oído derecho por vía aérea.

Los umbrales detectados se registran en un audiograma, que normalmente se representa en una gráfica con un eje de abscisa en el que indican las frecuencias desde 125 a 8 000 Hz con las octavas distanciadas entre sí de igual forma y en el eje de coordenadas se representa la intensidad en dB HL con incrementos desde -10 en la parte superior hasta 120 dB en la parte inferior. La distancia entre dos octavas debe ser igual a la que hay entre 20 dB. Si las dimensiones no son uniformes entonces la pendiente de una misma pérdida auditiva parecerá diferente en diferentes registros.

Todos los audiogramas deberían incluir una parte en la que se describieran los símbolos utilizados en el audiograma. Para la vía aérea los umbrales medidos sin enmascaramiento se representan en el oído derecho con un círculo y una "X" en el oído izquierdo, y los valores calculados con enmascaramiento son representados con un triángulo en el oído derecho y un cuadrado en el izquierdo.

Los símbolos de umbrales de la vía ósea se refieren a donde se ha colocado el vibrador, que puede ser en la mastoides derecha, la izquierda o en la frente. Los símbolos para señalar los umbrales de la vía ósea en el oído derecho con y sin enmascaramiento son "<" y "[", y en el oído izquierdo son ">" y "]" respectivamente. Los símbolos "<" y ">" se refieren a donde está colocado el vibrador y no necesariamente a que oído pertenece ese umbral ya que se mide sin enmascaramiento.

El oído externo y medio colaboran en la conducción del sonido y la cóclea y el nervio auditivo colaboran en la percepción neurosensorial de éste. Comparando los umbrales de la vía aérea con los de la vía ósea nos permite imaginarnos donde se está produciendo un problema de audición, en la conducción, en la percepción neurosensorial o en ambos. [Gelfand2011].

Para el estudio de los umbrales mínimos de la audición en la vía ósea a menudo nos encontramos con el problema de cancelar la percepción del mejor oído debido a la transmisión transcraneal del sonido, para lo cual hemos de

conocer varios fenómenos implicados en la percepción sonora. Dichos fenómenos los hemos clasificado en físicos, neurológicos y psíquicos.

1. Fenómenos físicos implicados en la audiometría

1.1. Atenuación del sonido

En la audiometría tonal liminar la atenuación interaural impide la transmisión del sonido de un oído al otro, cuando es pequeña facilita la audición del sonido en el oído mejor resultando un umbral erróneo en el peor de los oídos.

La atenuación de los tonos puros de forma interaural por la vía aérea depende del auricular utilizado y de la frecuencia explorada, en auriculares supra-aurales estándar varía entre 45 y 70 dB, y además tiene una amplia variabilidad entre los individuos estudiados, con un rango que oscila entre 40 y 80 dB. Para prevenir errores por la contaminación del sonido lateralizado cuando se utiliza la técnica del enmascaramiento, la ASHA recomienda tomar como mínimo una atenuación interaural de 40 dB cuando se utilizan auriculares supra-aurales y de 50 dB cuando los auriculares son de inserción, aunque la media de la atenuación interaural para los sonidos presentados por vía aérea con auriculares supra-aurales es de 60 a 65 dB y de 80 a 82 dB con auriculares de inserción. Actualmente con los auriculares de inserción se obtienen atenuaciones interaurales mayores, que oscilan entre 70 y 100 dB según la frecuencia estudiada, pero no se usan de forma habitual en la práctica clínica, reservándose para situaciones con difícil enmascaramiento. En la figura 2 se representan los valores de las atenuaciones interaurales medias para los tonos puros presentados por vía aérea para los auriculares supra-aurales estándar.

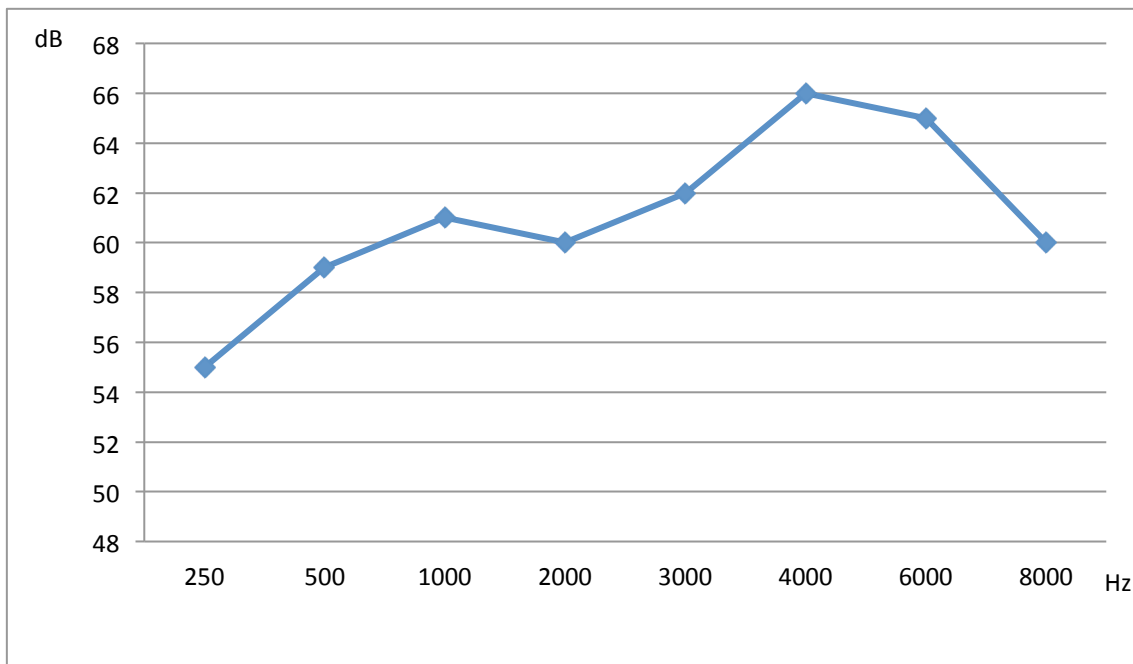


Figura 2. Atenuación transcranial del sonido por vía aérea según la frecuencia estudiada [Roeser2007].

La atenuación de los tonos puros de forma interaural (o transcraneal) por la vía ósea es mucho menor que la atenuación en la vía aérea y varía entre 0 y 10 dB, por lo que se recomienda tomar el valor de 0 dB para la mínima atenuación [Roeser2007].

Debido a que la atenuación interaural de la vía ósea es mucho menor que la de la aérea es más difícil realizar el enmascaramiento para calcular los umbrales de la vía ósea en el peor oído.

El sonido transmitido por vía ósea sufre una atenuación transcraneal variable que depende de la frecuencia, con valores comprendidos entre 0 y 14 dB, con un máximo alrededor de 2 000 Hz y un mínimo por debajo de 1 000 Hz. En pacientes con sordera unilateral la atenuación media es de aproximadamente 11 dB y en pacientes sanos es de 9,7 dB, siendo la media entre ambos de 10,2 dB (figura 3) [Nolan1981].

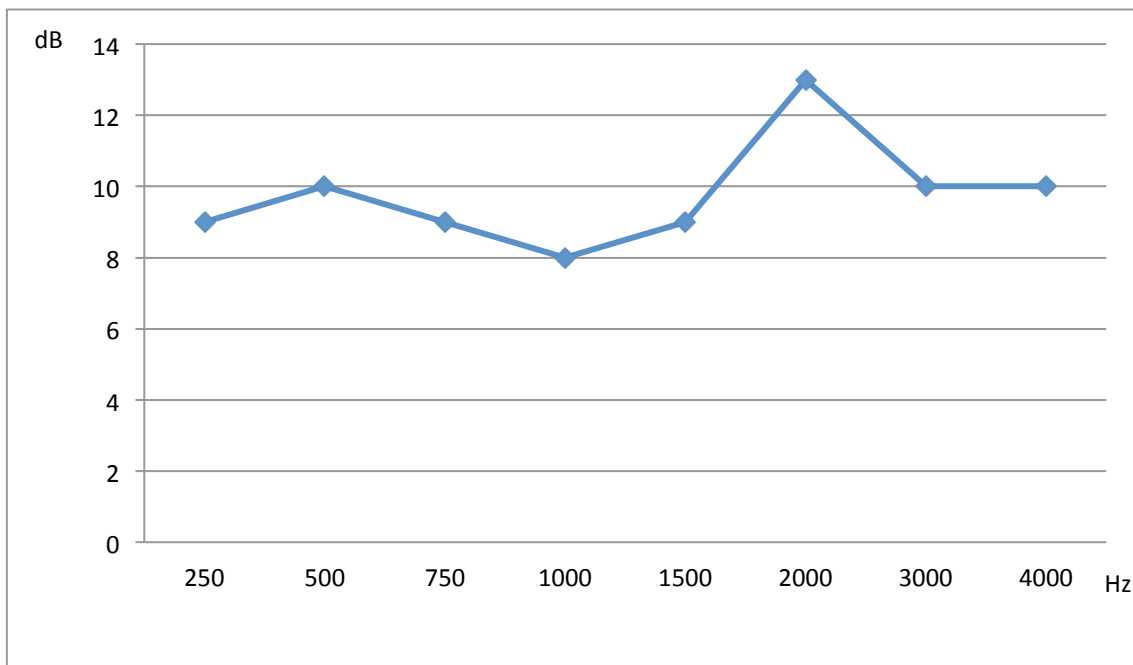


Figura 3. Atenuación transcraneal del sonido por vía ósea en pacientes sanos y con hipoacusia unilateral según la frecuencia estudiada [Nolan1981].

Esta atenuación sufre importantes variaciones entre los individuos estudiados, Békésy sugirió en 1960 que en frecuencias por encima de 2.000 Hz no es viable el cálculo de los umbrales de la vía ósea porque a estas frecuencias hay una gran variación de la intensidad transmitida al oído con pequeñas variaciones en la posición del vibrador, el valor de la atenuación transcraneal varía mucho de un individuo a otro e incluso cuando se mide varias veces en un mismo individuo, con una variabilidad que puede oscilar entre -10 dB a 40 dB entre los individuos y hasta 10 dB en mediciones sucesivas en un mismo individuo [Nolan1981].

Para no sufrir variaciones en los umbrales de la vía ósea podemos modificar levemente la posición del vibrador óseo en la mastoides del oído estudiado mientras presentamos un tono de 500 dB que sea audible por el paciente y lo

fijamos cuando se perciba más intenso, indicando al paciente que no hable durante la prueba y que nos avise si se mueve el vibrador en algún momento, fijándose en ocasiones con un clip o pasando el cable del vibrador por el cuello del paciente [Gelfand2011].

Hay una controversia desde hace mucho tiempo sobre si el mejor emplazamiento del vibrador óseo es la mastoides o la frente del paciente, y todavía no está resuelta. La colocación en la frente tiene varias ventajas como una mayor precisión en la repetición de los test audiométricos y una menor variabilidad entre los individuos, pero no son muy significativos. Otra ventaja de la colocación en la frente tiene que ver con el hecho de que los sonidos presentados en la mastoides pueden incrementarse o disminuir rápidamente mientras que los presentados en la frente son más estables cuando el vibrador es fijado con una banda que rodea la cabeza. Otra ventaja de la colocación en la frente tiene que ver con el componente de la conducción ósea producido por el retraso por inercia de la cadena osicular. En este componente está involucrado un movimiento relativo de la cadena osicular en la dirección de derecha a izquierda respecto a la cabeza. A bajas frecuencias el movimiento de lado a lado de la cadena osicular se activa con la vibración de derecha a izquierda del vibrador en la mastoides, pero no con la vibración en la dirección de delante a detrás producida por el vibrador en la frente. Entonces el componente de la transmisión ósea del sonido debida al retraso por inercia de la cadena osicular tiene una mayor contribución cuando se coloca el vibrador en la mastoides que cuando se coloca en la frente. Por interferencia con el retraso por inercia de la cadena osicular algunas patologías de conducción elevan los umbrales dependiendo de este mecanismo. De hecho las hipoacusias de conducción tienen mayor efecto en la conducción ósea del sonido en la mastoides que en la frente. Esto no es deseable ya que queremos medir los umbrales óseos en la cóclea directamente.

A favor de la colocación de vibrador en la mastoides podemos decir que la intensidad necesaria para llegar a los umbrales es menor que cuando se coloca en la frente ya que se necesita menor energía vibratoria para llegar a los umbrales, aproximadamente 15 dB. Otra ventaja de la colocación en la mastoides es la atenuación interaural de la vía ósea, que es como máximo de 15 dB, que no existe en la conducción ósea con el vibrador colocado en la frente, por lo que la colocación del vibrador en la mastoides supone una ventaja que evita la necesidad de enmascaramiento en algunas situaciones.

Algunos autores de forma rutinaria realizan la medición de los umbrales de la vía ósea en la frente sin retirar los auriculares al paciente, justificando dicho método ya que el problema del escaso rango dinámico producido por la colocación en la frente se puede compensar por el incremento de la señal del vibrador óseo producida al cubrir los oídos con los auriculares debido al efecto oclusión [Gelfand2011].

1.2. Efecto oclusión

Durante la medición de los umbrales de la vía aérea los oídos no se cubren con auriculares, esta es la forma habitual de medir los umbrales de la vía ósea, y

los umbrales obtenidos de esta forma se llaman umbrales de conducción ósea sin oclusión, los umbrales de conducción ósea con oclusión son los que se obtienen cuando uno o ambos oídos se cubren con los auriculares.

La oclusión del canal auditivo supone incrementar significativamente la intensidad de la señal que llega a la cóclea. Como resultado, los umbrales de conducción ósea con oclusión son mejores que los obtenidos sin oclusión, las señales sonarán más intensas en los oídos cubiertos que en los abiertos. El efecto oclusión ocurre cuando la sección cartilaginosa del conducto auditivo externo es ocluido, pero no cuando se bloquea la porción ósea de este, así como cuando hay un trastorno en la conducción del sonido.

Clínicamente este fenómeno se ha utilizado en el test de Bing, en el que al ocluir el conducto auditivo externo se valora el incremento del volumen generado por un diapasón al transmitir un tono puro por vía ósea, no modificándose si existe una hipoacusia de conducción.

Este fenómeno aparece sobre todo en pacientes sin hipoacusia o con hipoacusia neurosensorial. El fenómeno de oclusión exhibe un comportamiento que depende de la frecuencia y del auricular empleado, siendo el valor medio de 20 dB para las octavas de 250 Hz y 500 Hz, de 10 dB en los 1 000 Hz y 5 dB en los 2 000 Hz [Gelfand2011].

Este fenómeno tiene una relación inversa con la frecuencia, a mayor frecuencia testada menor es su valor, desapareciendo a partir de los 2 000 Hz, varía según el auricular utilizado, Dean y Martin utilizando auriculares supra-aurales y un vibrador óseo en la mastoides observaron una disminución de los umbrales de la vía ósea de 17 dB en los 250 Hz, 13 dB con 500 Hz y 3 dB con 1 000 Hz pero esta disminución casi desaparece si se utilizan auriculares de inserción introducidos en la profundidad del canal auditivo externo [Dean2000].

Se han ideado auriculares que minimizan ese efecto como los diseñados por Ohno y Kawai [Suzuki1955] o los de Donohoo [Donohoo1972]. Otra forma de reducir el efecto oclusión es ocluir el conducto auditivo externo con un tapón insertado en su fondo [Jørgensen1948].

El efecto oclusión también puede afectar al oído no ocluido mediante el fenómeno de falso Bing de Fournier, que aumenta la sensibilidad del oído no ocluido al sonido pero en menor grado que el efecto oclusión [Suzuki1955].

1.3. Cancelación

Una de las más importantes aportaciones a la fisiología de la conducción ósea del sonido fue el fenómeno de la cancelación de un sonido presentado por vía aérea con otro presentado por vía ósea publicado por Békésy en 1932 [Clavier2010]. Obtuvo cancelaciones de un tono de 400 Hz a 57 dB por encima del umbral normal de la audición [Puria2012]. La cancelación se obtenía con un cuidadoso ajuste de la intensidad y la fase de ambos sonidos, pero observó que era muy sensible a cambios en la posición de la cabeza o la mandíbula [Stenfelt2007].

Este método requiere que el paciente ajuste la intensidad de un sonido presentado por vía aérea con otro presentado por vía ósea y luego ajuste la fase de ambos sonidos hasta que ambos se cancelen, simultáneamente un ruido enmascarante se presenta en el oído no testado cuando se precisa [Stenfelt2007].

Posteriormente Lowy obtuvo la desaparición de potenciales microfónicos cocleares en gatos y cerdos de Guinea, midiendo dichos potenciales en varios puntos de la cóclea cuando se obtenía la cancelación, observando que los estímulos sonoros presentados por vía aérea deben estimular los mismos elementos que los presentados por vía ósea [Lowy1942].

Jahn y Tonndorf usaron sonidos presentados por vía ósea de forma bilateral para investigar la lateralización del sonido modificando la intensidad y la fase de ambos, siendo difícil obtener una completa cancelación de ambos [Jahn1982].

khanna, Tonndorf y Queller en 1976 estudiaron un nuevo vibrador para el estudio de la vía ósea y destacaron que la cancelación permitía el cálculo de la vía ósea con mayor precisión, permitiendo al paciente controlar la intensidad y la fase de los sonidos para obtener la completa cancelación de ambos. Observaron que para frecuencias por debajo de 2.000 Hz al obtener una completa cancelación aparecía un segundo armónico que podría ser debido a una falta de contacto entre el vibrador y la piel o a que la piel y el tejido subcutáneo no tienen la misma elasticidad, incluso de la misma intensidad que el tono cancelado. La cancelación permitió determinar los componentes del oído externo y del oído interno implicados en la transmisión del sonido por vía ósea [Khanna1976].

Kaptein, Snel y Vis encontraron que la relación entre las intensidades de dos sonidos que se cancelan mutuamente sigue una relación lineal muy precisa, que no se influye por el ruido enmascarante presentado en el oído no testado permitiendo la calibración de vibradores y observaron su utilidad en la práctica clínica diaria en pacientes con hipoacusia de conducción bilateral [Kaptein1980]. Posteriormente, Kapteyn, Boezeman y Snel diseñaron la forma de comprobar la cancelación con potenciales evocados auditivos. [Kaptein1982].

Dempsey y Levitt midieron los cambios en la intensidad y en la fase del sonido presentado por vía ósea cambiando la posición del vibrador, encontrando cambios significativos en su fase [Dempsey1990].

Stenfelt y Reinfeldt observaron pequeñas desviaciones en la perfecta cancelación que aparece de forma lineal entre los sonidos presentados por vía aérea y la vía ósea, probando la existencia de diferencias en el procesamiento coclear de ambas, aunque son de pequeña magnitud. Encontraron que la diferencia de intensidad entre ambos sonidos disminuía la completa atenuación de ambos sonidos, y sugirieron que la aparición de un segundo armónico durante la prueba de cancelación con tonos de menos de 2 000 Hz puede ser debido a una diferente forma de estimular la cóclea de los sonidos por vía ósea

que por vía aérea. Recordó que el oído incrementa su sensibilidad cuando se presenta un tono puro en la frecuencia justamente una octava sobre ella (el segundo armónico) [Stenfelt2007].

Clavier, Norris y Dietz usaron la técnica de cancelación para demostrar que el relativo incremento en la intensidad del vibrador óseo requerido para la cancelación coincide con el incremento en la intensidad del sonido presentado por el auricular [Clavier2010].

Adelman, Fraenkel, Kriksunov y Sohmer estudiaron la interacción entre sonidos presentados por vía aérea y vía ósea en tejidos blandos (ojo, mejilla, cuello), con la aparición de batimientos, concluyendo que todas estas formas de estimulación auditiva convergen en la cóclea, produciendo los mismos patrones de actividad mecánica [Adelman2012].

1.4. Batimiento

El batimiento es el fenómeno que aparece cuando dos ondas sinusoidales con una pequeña diferencia en frecuencia se suman resultando un sonido con una frecuencia intermedia entre ambas y una intensidad modulada. Helmholtz calculó que la frecuencia de este batimiento era igual a la diferencia entre ambas frecuencias [Von Békésy1960]:

$$F_{\text{beat}} = f_1 - f_2$$

Si las frecuencias son muy similares aparece un batimiento lento, percibiendo el paciente un trémolo (fluctuación periódica de la intensidad de un sonido), mientras que si la frecuencia del batimiento está en una frecuencia audible (batimiento rápido), se percibirá un nuevo sonido con esa frecuencia y baja intensidad. Un ejemplo del batimiento sucede cuando se tocan dos cuerdas de guitarra de frecuencia similar, método utilizado habitualmente para su afinamiento.

Con los sonidos batientes no es necesario el ajuste de la fase para obtener la cancelación, porque esta se alcanza siempre entre los batimientos (figura 4).

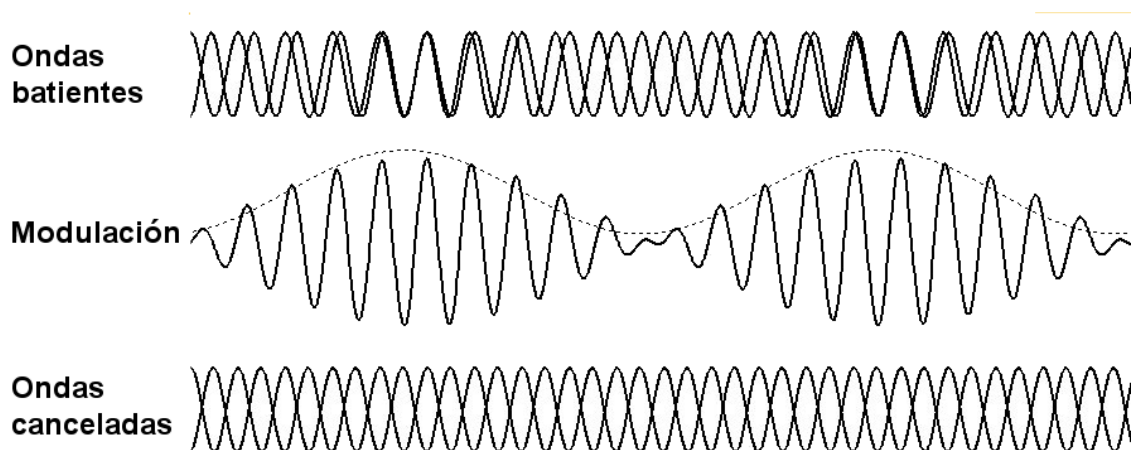


Figura 4. En orden descendente, suma de dos ondas batientes, modulación obtenida

con la suma de ambas en términos de intensidad y ondas que se cancelan mutuamente resultando la ausencia de señal.

Adelman, Fraenkel, Krisunov y Sohmer apreciaron que los batimientos eran audibles en todos los pacientes a los que se les presentaron sonidos simultáneamente con un vibrador en la mastoide y unos auriculares. [Adelman2012].

Cuando se aplican dos sonidos con unos pocos Hz de diferencia y similar intensidad, el oído humano solo puede oír un sonido cuya frecuencia está entre los otros con una intensidad modulada, si ambos están por encima del umbral auditivo del paciente y uno es más intenso que el otro, sólo es audible el más intenso, debido a que éste lo enmascara. [Von Békésy 1960].

Para calcular la modulación que se produce entre dos sonidos de frecuencias similares usamos la siguiente ecuación:

Siendo “ y_{min} ” la cantidad de decibelios que disminuye un sonido de intensidad “ A ” al aplicarle otro de fase invertida con diferente intensidad “ $A-x$ ” (siendo “ x ” la diferencia de intensidades entre ambos sonidos en dB), cuando ambos sonidos se cancelan mutuamente la ecuación para su cálculo es:

$$y_{min} = A - \log \left(10^{\frac{A}{10}} - 10^{\frac{A-x}{10}} \right)$$

$$\frac{A-y}{10} = \log \left(10^{\frac{A}{10}} - 10^{\frac{A-x}{10}} \right)$$

Elevando 10 con ambas ecuaciones resulta:

$$10^{\frac{A-y}{10}} = 10^{\frac{A}{10}} - 10^{\frac{A-x}{10}}$$

$$\frac{10^{\frac{A}{10}}}{10^{\frac{y}{10}}} = 10^{\frac{A}{10}} - \frac{10^{\frac{A}{10}}}{10^{\frac{x}{10}}}$$

Dividiendo por $10^{\frac{A}{10}}$:

$$\frac{1}{10^{\frac{y}{10}}} = 1 - \frac{1}{10^{\frac{x}{10}}}$$

$$10^{\frac{y}{10}} = \frac{1}{1 - \frac{1}{10^{\frac{x}{10}}}}$$

Aplicando el logaritmo decimal a ambas ecuaciones:

$$\frac{y}{10} = \log \frac{10^{\frac{x}{10}}}{10^{\frac{x}{10}} - 1}$$

$$y_{min} = 10 \log \frac{10^{\frac{x}{10}}}{10^{\frac{x}{10}} - 1} \quad (1)$$

Cuando ambos sonidos están en la misma fase y siendo “ y_{max} ” la cantidad de decibelios que aumenta un sonido de intensidad “ A ” al aplicarle otro de diferente intensidad “ $A-x$ ” (siendo “ x ” la diferencia de intensidades entre ambos sonidos en dB), se suman siguiendo la siguiente ecuación:

$$y_{max} = \left(10 \log \left(10^{\frac{A-x}{10}} + 10^{\frac{A}{10}} \right) \right) - A$$

Elevando 10 a ambas ecuaciones:

$$10^{\frac{y+A}{10}} = 10^{\frac{A-x}{10}} + 10^{\frac{A}{10}}$$

$$10^{\frac{y}{10}} 10^{\frac{A}{10}} = \frac{10^{\frac{A}{10}}}{10^{\frac{x}{10}}} + 10^{\frac{A}{10}}$$

Dividiendo por $10^{\frac{A}{10}}$:

$$10^{\frac{y}{10}} = \frac{1}{10^{\frac{x}{10}}} + 1$$

$$y_{max} = 10 \log \left(\frac{1}{10^{\frac{x}{10}}} + 1 \right) \quad (2)$$

La modulación producida durante batimiento es la suma de la ecuación 1 y la 2:

$$\text{Batimiento} = 10 \log \left(\frac{10^{\frac{x}{10}}}{10^{\frac{x}{10}} - 1} \right) + 10 \log \left(\frac{1}{10^{\frac{x}{10}}} + 1 \right) \quad (3)$$

Si los sonidos son de igual intensidad, aplicando la fórmula 2, el sonido resultante tiene 3,0102 dB más cuando se suman totalmente y se anulan completamente cuando están en fase invertida. Si uno es más intenso el otro lo modula y viceversa.

La modulación producida durante el batimiento no depende de la intensidad de los sonidos sino de la diferencia entre ambos, siguiendo una curva logarítmica, en la que el eje X se corresponde con valores de diferencia en dB de ambos sonidos y el eje Y se corresponde con los valores la modulación obtenida en dB (Figura 5).

modulación

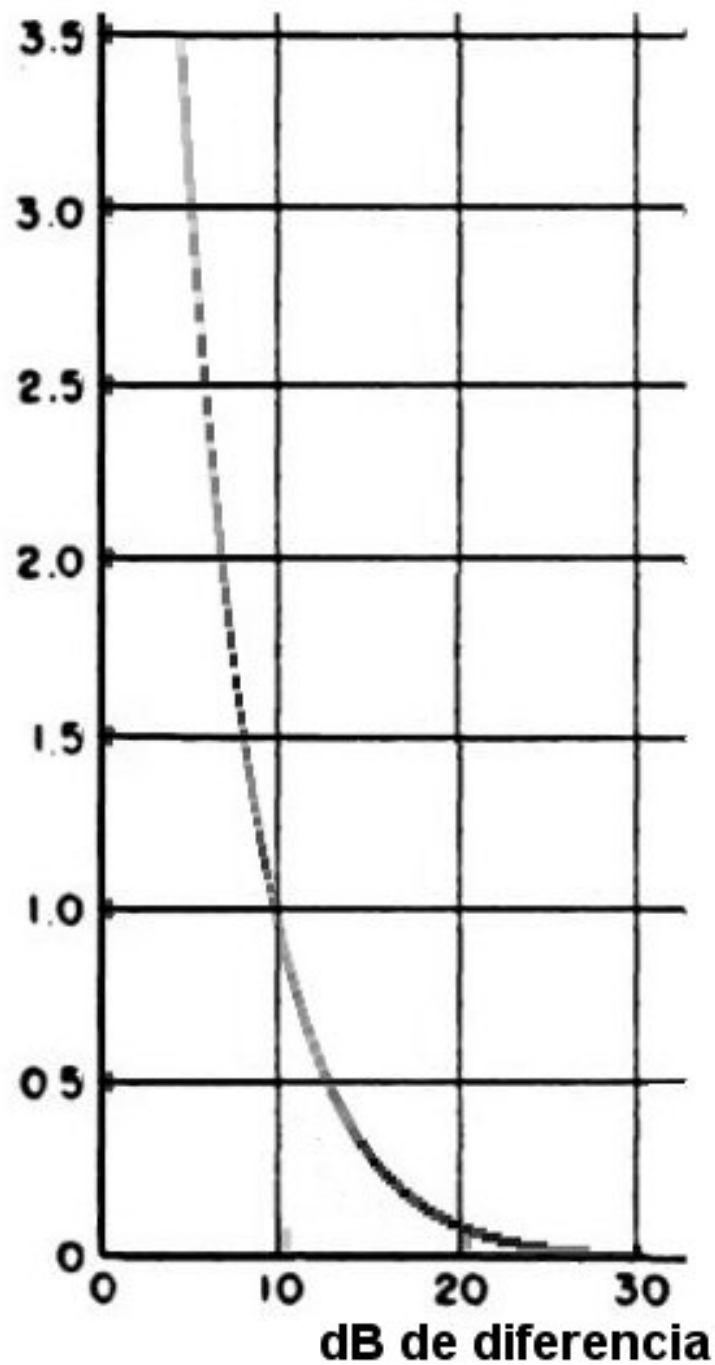


Figura 5. Curva de la modulación obtenida durante el batimiento.

2. Fenómenos neurológicos y psíquicos

2.1. Enmascaramiento

El enmascaramiento se define como la introducción de un ruido para evitar la audición de un sonido de forma contra lateral y disminuir su percepción sonora [Fernandes2009].

En la audiometría tonal liminar se emplea a menudo el enmascaramiento simultáneo para anular la percepción del sonido en el oído no testado.

La capacidad de enmascaramiento depende de la tonalidad del elemento enmascarador. Un ruido de banda estrecha presenta una mayor capacidad de enmascaramiento sobre un tono que al contrario [Hell1972].

Sumando tonos puros y ruido podemos obtener varios tipos de enmascaramiento [Hall1999]:

- a. NMT o Noise Masking Tone: Un ruido es el que enmascara a un tono puro, para un tono en la misma banda crítica el umbral de enmascaramiento se sitúa a 4 dB con 80 dB SPL de ruido enmascarador y a 3 dB para 60 dB SPL. Fletcher y Munson fueron de los primeros autores en usar bandas de ruido como enmascaradores. La máxima relación señal – ruido enmascarante sucede cuando la frecuencia del sonido testado está levemente por encima de la frecuencia central del ruido enmascarante. Un efecto importante que ocurre en el enmascaramiento es la relación entre el ancho de banda del ruido enmascarante y la cantidad de enmascaramiento. Esta relación se puede representar de varias formas, pero los resultados pueden ser descritos con un grado razonable de precisión diciendo que la energía del ruido dentro de una banda estrecha de frecuencias alrededor del tono puro contribuyen a enmascararlo, mientras que la energía del ruido blanco fuera de esta banda de frecuencias no. Esta es una manifestación de las bandas críticas.
- b. TMT o Tone Masking Tone: Cuando tanto la señal enmascaradora como la enmascarada son tonos la relación señal – tono enmascarante son 19 dB para un tono enmascarador de 400 Hz a 80 dB SPL, 15 dB para 60 dB SPL, y 14 dB para 40 dB SPL. Otros valores se pueden encontrar en función de la frecuencia, pero son pocos los estudios realizados porque este tipo de enmascaramiento no suele utilizarse. El enmascaramiento es mayor cuando ambos tonos se diferencian poco por encima o debajo de la frecuencia enmascarante, pero el efecto es mucho menor que cuando se enmascara con ruido. El enmascaramiento disminuye con frecuencias muy cercanas a la frecuencia a enmascarar, aproximadamente 3 Hz alrededor de ella, disminuyendo la relación señal – tono enmascarante. El enmascaramiento también disminuye cuando la frecuencias de ambos tonos se distancian bastante. Con un tono enmascarante de 40 dB SPL este rango de frecuencias enmascaradas alrededor de ese tono es casi simétrico pero con mayores intensidades se enmascaran mejor las frecuencias mayores al tono enmascarante. Las irregularidades observadas son debidas a la interacción entre el enmascarador y el tono a enmascarar debido a que cuando las frecuencias son muy cercanas aparecen batimientos.
- c. TMN o Tone Masking Noise: Comparada con el ruido un tono tiene menor capacidad de enmascaramiento.
- d. NMN o Noise Masking Noise: Es muy difícil de medir en la práctica porque no se puede distinguir entre tipos de ruido.

La efectividad del ruido enmascarante depende del ancho de banda crítico o banda crítica, siendo esta la mínima banda de frecuencias alrededor de una frecuencia determinada que activan la misma zona de la membrana basilar enmascarándola, son rangos de frecuencia dentro de los cuales un tono dificulta la percepción de otro tono.

Las ondas acústicas que viajan por la cóclea generan picos de respuesta en posiciones específicas de la membrana basilar para cada componente frecuencial [Greenwood1990]. El ancho de banda crítica no es uniforme y se incrementa con la frecuencia. La noción de banda crítica se basa en dos hechos fundamentales:

- a. La intensidad sonora percibida de una fuente de ruido de banda estrecha de nivel constante permanece invariable mientras se incrementa el ancho de banda hasta alcanzar el ancho de banda crítica, pasado el cual aumenta.
- b. El umbral de detección de ruido de banda estrecha que se presenta entre dos tonos enmascaradores permanece constante mientras la diferencia de frecuencia de los tonos se mantiene dentro del ancho de banda crítica.

Las bandas críticas aparecen porque una onda que estimula la membrana basilar perturba la membrana dentro de una pequeña área más allá del punto de primer contacto, excitando a los nervios de toda el área vecina. Por lo tanto, las frecuencias cercanas a la frecuencia original no tienen mucho efecto sobre la sensación de la fuerza del sonido, incluso si se dobla el volumen del sonido [Roeser2007].

El ancho de banda crítica es prácticamente constante e igual a 100Hz, para las frecuencias inferiores a 500 Hz, mientras que para las frecuencias superiores se duplica cuando la frecuencia se dobla [Gelfand2010].

La sensación de volumen no es afectada de esta manera cuando se suma a la mezcla una frecuencia fuera de la banda crítica [Gelfand2010]. En 1940 Fletcher pudo calcular el ancho de banda necesario para rodear al sonido de prueba y enmascararlo sin utilizar algunas frecuencias manteniendo la máxima eficiencia de enmascaramiento [Roeser2007].

Los audiómetros generalmente disponen de tres tipos de ruido, ruido blanco, ruido de banda estrecha y vocal (spectrum). Se recomienda utilizar un ruido con el espectro más cercano al sonido testado, utilizando la menor energía posible, además de calibrar el audiómetro para calcular el enmascaramiento efectivo de éste.

La calibración de los niveles de enmascaramiento efectivo mediante el método biológico es bastante sencilla, por lo que es el más utilizado en la clínica. En este método los niveles de enmascaramiento efectivo se calculan por el incremento del umbral que genera una señal de ruido a una señal que se presenta simultáneamente por el mismo auricular, en pacientes sanos. Los incrementos del umbral se miden para varias intensidades de la señal mientras

sigan un incremento lineal. La diferencia entre la intensidad del ruido y del tono testado se registra como el valor de corrección. Estas mediciones se realizan en varios pacientes (entre 3 y 5) y se promedian, tomándose estos valores en consideración al realizar el enmascaramiento. Un método alternativo es el método del mínimo nivel de enmascaramiento efectivo (MEML), que asume que los oídos patológicos responden de forma diferente al enmascaramiento que los normales, midiendo los ruidos que enmascaran a pacientes con hipoacusia. La intensidad que enmascara a un tono puro en estos pacientes se define como 0 dB MEML [Roeser2007].

El enmascaramiento puede tener errores debido a dos causas:

- a) **Infraenmascaramiento:** Si un sonido se escucha realmente en el oído no testado, el incremento de la intensidad del sonido enmascarante producirá un aumento del umbral de audición de aquel, por lo que el sonido enmascarante no será suficiente para anular el oído no testado.
- b) **Sobreenmascaramiento:** Ocurre cuando se utiliza un nivel demasiado alto de ruido en el oído no testado, lo que produce un enmascaramiento del oído testado, por lo que al incrementar el ruido enmascarante se produce una subida del umbral en el oído testado [Gelfand2011].

El dilema del enmascaramiento es un caso de sobreenmascaramiento que ocurre en el nivel inicial de enmascaramiento, esto ocurre cuando el audiograma sin enmascaramiento muestra un gran GAP aéreo-óseo en ambos oídos. En este caso no se puede saber si se modifica el umbral óseo por enmascaramiento efectivo o por sobreenmascaramiento. [Portmann1979].

Se han empleado varios métodos para realizar el enmascaramiento: El método "plateau" (Hood 1960); el método "optimizado" (Turner 2004); y el método "absoluto" propuesto por Studebaker (1967) y Martin (1997) entre otros. [Roeser2007].

Actualmente se realiza la audiometría tonal liminar manual siguiendo las recomendaciones de la ASHA, en la que se enumeran las situaciones en las que se debe realizar enmascaramiento que se describen a continuación:

En la determinación de umbrales aéreos se recomienda aplicar enmascaramiento si el sonido testado supera la atenuación interaural y el umbral del oído no testado.

En la medición de umbrales óseos debemos usar el enmascaramiento si el umbral óseo del oído sin enmascarar es 10 dB superior al umbral aéreo en cualquiera de los oídos. [ASHA2005].

2.2. Percepción de la modulación

Para muchas modalidades sensoriales, en una amplia gama de magnitudes de estímulo suficientemente lejos de los límites superior e inferior de la percepción, la mínima diferencia detectable o "jnd" (just noticeable difference)

es una proporción fija del nivel sensorial de referencia, y así la relación de la $jnd/nivel$ de referencia es más o menos constante:

$$\Delta I / I = k$$

Donde “I” es la intensidad original de la estimulación particular y “ ΔI ” es la adición que se requiere para que el cambio se perciba (la jnd), y “k” es una constante (en tonos puros por encima de 60 dB es de 0,05 a 0,15 según la frecuencia estudiada). Esta regla fue descubierta por primera vez por Ernst Heinrich Weber en experimentos en los umbrales de la percepción de los pesos levantados. Una justificación teórica (no universalmente aceptada) fue posteriormente proporcionada por Gustav Fechner, por lo que la regla es conocida como la Ley de Weber o como la ley de Weber-Fechner; la constante k se denomina la constante de Weber. Es válida, por lo menos en una buena aproximación, de muchas, pero no todas las dimensiones sensoriales [Gelfand2010]

El mínimo cambio de intensidad de un tono puro perceptible por el oído humano sigue las curvas diferenciales de intensidad, éste puede ser desde 0,2 dB en sonidos muy intensos hasta 3 dB en el umbral [Herrero2007], pero no sigue la ley de Weber, éste fenómeno es conocido como “the near miss Weber’s law”. Con los tonos puros la fracción resultante entre el mínimo incremento de intensidad detectable de un sonido y su intensidad (o fracción de Weber) disminuye cuando la intensidad del sonido aumenta [Zwislocki1978].

En todos los tonos puros ocurre de forma similar, la fracción de Weber sería:

$$\Delta I / I = \log k - \mu \log I$$

Siendo k la constante de weber, y μ una constante que vale 0,072 y es igual en todas las frecuencias [Luce2013].

La frecuencia a la que se modula un sonido puede modificar la percepción de la modulación de éste como se puede ver en la figura 6, la frecuencia de modulación más fácilmente reconocible es de aproximadamente 3 Hz [Riesz1928].

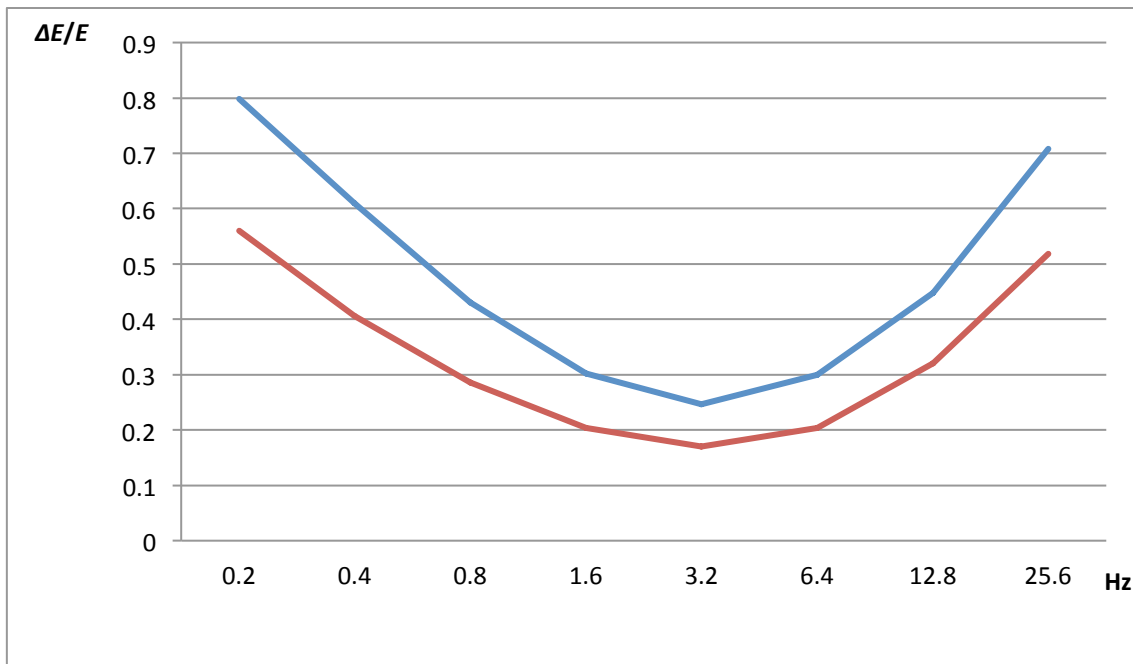


Figura 6. Modificaciones en la sensibilidad diferencial ($\Delta E/E$) de un tono de 1 000 Hz a 25 dB HL (línea roja) y a 50 dB HL (línea azul) según la frecuencia de la modulación expresada en HZ en el eje de abscisas.

Si un tono puro tiene una intensidad entre el umbral y 20 dB por encima de éste, la modulación se detecta de forma proporcional a la raíz cuadrada de su intensidad, entre 20 y 60 dB por encima del umbral la modulación detectable es proporcional a la raíz cúbica de su intensidad, pero a partir de 60 dB la proporción aumenta considerablemente [Allen1997].

Se han formulado varias explicaciones que justifiquen esta mejor percepción de la modulación cuando el tono puro tiene altas intensidades:

- Una de las explicaciones para esta pequeña fracción de Weber con tonos puros a niveles elevados es que los oyentes son capaces de usar todos los patrones de excitación. En niveles bajos solo se estimula una pequeña región de la membrana basilar, pero cuando sube la intensidad una zona más ancha es estimulada. Esta información extra que va por el nervio auditivo podría beneficiar la discriminación de intensidad por dos razones:
- Otra posible explicación es que casi la mayoría de las fibras nerviosas con frecuencia característica cercana a la frecuencia del tono puro podrían estar saturadas con niveles altos y las que tienen una frecuencia distante de ésta recibirán menos estímulos y puede que no estén saturadas y podrían ser capaces de representar los cambios de nivel con cambios en su frecuencia de disparo.
- Otra posible razón que beneficie la propagación de la excitación es que los oyentes pueden combinar información a través de los patrones de excitación para mejorar el rendimiento. Algunos autores han probado la hipótesis de que los extremos de los patrones de excitación se usan para detectar variaciones en la intensidad, aplicando ruido con una muesca en el tono a estudiar, modificándose levemente la detección en

niveles altos y eliminando el fenómeno near miss Weber's law (aproximándose al comportamiento del ruido de banda ancha) [Plack2005].

La capacidad de detectar los incrementos de intensidad de un tono puro se han representado en curvas de jnd en función de la intensidad del sonido para cada frecuencia, en la que el eje X se corresponde con valores de intensidad del sonido sin modular y el eje Y se corresponde con valores de la fracción de Weber mínima detectable (figura 7).

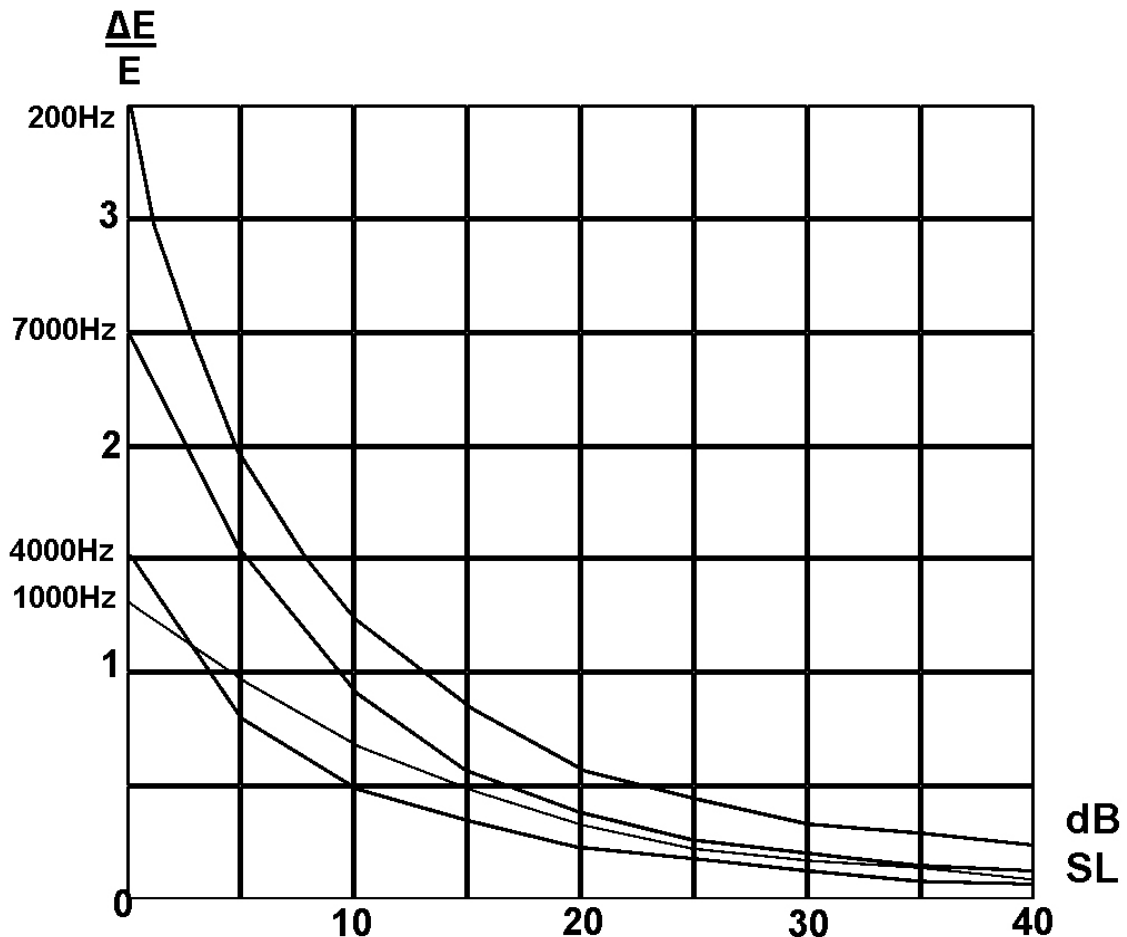


Figura 7. Curvas de jnd expresada con la fracción de Weber en tonos puros por frecuencias (200, 1 000, 4 000 y 7 000 Hz) según la intensidad expresada en dB SL en el eje de abscisas [Riesz1928].

Según Riesz la detección de la modulación de un tono puro de 1000 Hz con 20 dB por encima del umbral es de 1,5 dB, con 40 dB es 0,7 dB y con 80 dB es 0,3 dB (figura 8), podemos representar esta jnd en dB de modulación con una gráfica en la que el eje X se corresponde con valores de intensidad del sonido sin modular y el eje Y se corresponde con valores de dB de modulación mínima detectable [Young2014].

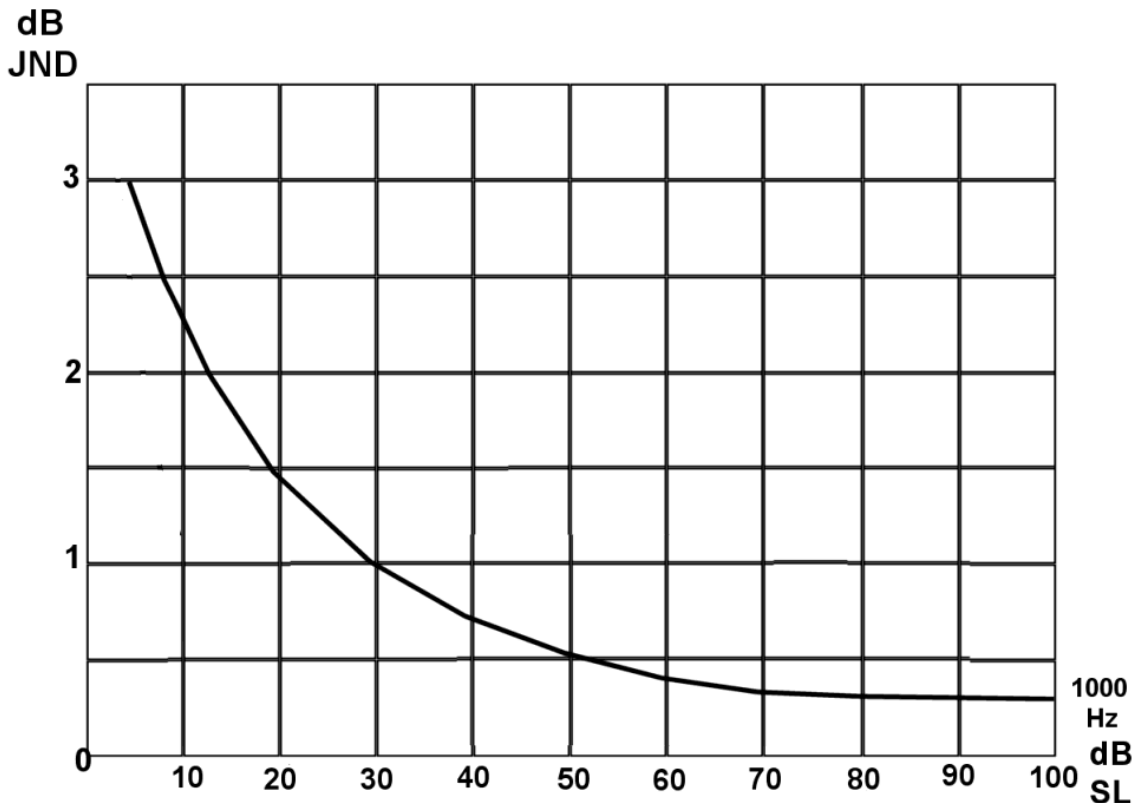


Figura 8. Curva de jnd expresada en dB para un tono puro de 1 000 Hz según su intensidad expresada en dB SL en el eje de abscisas.

La modificación mínima de frecuencia que hay que realizar para que un sujeto perciba un cambio de tono ha de ser de al menos 3 Hz en las frecuencias por debajo de 500 Hz y un 0,6 % del valor de cada frecuencia para frecuencias por encima de 1 000 Hz. [Kollmeier2008]. La mínima modificación de la frecuencia es menor si los dos tonos se reproducen simultáneamente [Olson1967].

2.3. Reclutamiento

La intensidad con la que se percibe un sonido es su volumen (loudness), en pacientes con patología coclear al incrementar la intensidad del sonido por encima de su umbral la relación entre el volumen percibido y la intensidad del sonido aumenta de forma más rápida al cambiar la intensidad que en pacientes normales. A este fenómeno se le conoce como reclutamiento. [Gelfand2011].

El reclutamiento puede producir un aumento de la sensibilidad a la modulación del sonido, pero varios autores han encontrado que esta mayor sensibilidad se debe a que también el sonido utilizado para medirla es más intenso al sufrir el paciente una hipoacusia, y que un paciente sano tendría la misma sensibilidad para percibir dichos cambios de intensidad si se le aplicara el sonido a esas intensidades (a iguales dB HL) [Lamoré1980].

Sin embargo posteriormente se ha observado que a igual sensación de volumen se tiene la misma jnd independientemente de la intensidad sonora aplicada, y que el rápido incremento en dicha sensación sonora que aparece en el reclutamiento no afecta a ésta, tan sólo a intensidades medias y altas

[Stillman1993]. La percepción del cambio en la intensidad del sonido se mantiene a pesar de que haya lesiones cocleares [Grose1994].

2.4. Fatiga auditiva

No es raro experimentar un período de disminución de la sensibilidad de la audición durante algún tiempo después de haber sido expuesto a altas intensidades de sonido.

Este cambio temporal en el umbral auditivo puede durar hasta aproximadamente 16 horas o más, mejorando poco a poco. El fenómeno es conocido como aumento temporal del umbral (TTS, *Temporal Threshold Shift*) o fatiga auditiva. El aumento temporal del umbral parece ser una manifestación de cambios temporales en las células ciliadas, como resultado de la exposición a estímulos fatigantes.

Como era esperable, una excesiva o larga exposición pueden generar cambios permanentes de umbral, reflejando los cambios destructivos de las células ciliadas y sus estructuras asociadas. Desde el punto de vista práctico, la cantidad de fatiga auditiva producida por la exposición a un estímulo que produzca TTS se ha utilizado como un parámetro que predice la susceptibilidad individual para la pérdida de audición inducida por el ruido.

Desde hace mucho tiempo se sabe que la fatiga auditiva está relacionada con la intensidad del estímulo. Los niveles de exposición por debajo de aproximadamente 80 dB SPL se describen a menudo como un silencio eficaz porque no producen fatiga.

Para una determinada intensidad la cantidad de TTS se incrementa con la duración del estímulo de forma proporcional al logaritmo del tiempo de exposición. Además exposiciones a niveles más altos producen mayor fatiga. Sin embargo, la cantidad de TTS con el tiempo deja de aumentar después de aproximadamente 8 a 16 horas de exposición, cuando una cantidad máxima de fatiga es alcanzada, momento denominado aumento asintótico del umbral (ATS, *Asymptotic Threshold Shift*).

Parece ser que los estímulos de mayor frecuencia tienen más TTS que los de baja frecuencia. La cantidad de TTS es más pequeña para sonidos intermitentes que para la estimulación continua y parece estar relacionada al tiempo total o promedio que el estímulo actúa durante un determinado tiempo.

El rango de frecuencias en el que aparece TTS es mayor cuando es estímulo es más intenso, afectando de forma asimétrica, más en las frecuencias más altas (por encima de 4 000 a 6 000 Hz) son los más gravemente afectados. La fatiga alcanza un máximo a una frecuencia mayor que la frecuencia fatigadora, por lo general alrededor de media octava a una octava por encima.

El curso de la recuperación de la fatiga auditiva se puede medir en varios momentos después de que el estímulo fatigante ha sido desactivado. La recuperación es bastante complicada en los 2 minutos siguientes a la retirada

del sonido fatigante, a los 2 minutos ocurre un efecto rebote, con una inversión de la recuperación. Este efecto rebote es reversible después de él la TTS comienza a disminuir de nuevo con el tiempo. Por esta razón, la cantidad de TTS producida por una exposición dada se mide típicamente a los dos minutos de la exposición y por lo tanto se llama TTS_2 . El curso de recuperación de la fatiga empieza medirse comenzando desde la TTS_2 .

El curso normal de recuperación es visto como una línea recta y progresa a una velocidad que es proporcional al logaritmo del tiempo desde la exposición.

Mayores cantidades de TTS comienzan su recuperación con cierto retraso.

Estos dos patrones de recuperación son completos, lo que significa que la sensibilidad auditiva finalmente vuelve a su nivel previo a la exposición. En contraste, es posible que grandes cantidades de TTS no se puedan resolver por completo, dejando a la persona con un permanente cambio del umbral o pérdida de la audición inducida por el ruido [Gelfand2010].

No creemos que mediante el batimiento generemos fatiga auditiva con exposiciones menores de 5 segundos.

2.5. Enmascaramiento central

La percepción de un sonido se puede modificar en el sistema nervioso central por la percepción de otro de más intensidad en el oído contra lateral, a pesar de que está su intensidad por encima del umbral.

La percepción de la modulación puede modificarse si el oído no testado percibe un sonido similar, apareciendo un enmascaramiento a nivel del sistema nervioso central, por ello en el método de cancelación es más precisa su realización enmascarando con ruido el oído no testado [Gelfand2011].

Aunque los oídos están físicamente separados, las señales nerviosas que provienen de las dos cócleas se combinan en el sistema auditivo nervioso central (CANS), y el ruido en un oído puede interferir con el otro porque interactúan aquí. Aunque el enmascaramiento a nivel central es un fenómeno real, no es un efecto que interese durante el enmascaramiento en la audiometría tonal liminar. Realmente el enmascaramiento central actualmente complica varios aspectos del enmascaramiento clínico. Por esta razón, la cantidad de enmascaramiento central es de cierta importancia cuando se realiza el enmascaramiento clínico. Generalmente se considera el enmascaramiento central como aproximadamente 5 dB, sin embargo se han publicado aumentos del umbral en hasta 15 dB. Este efecto aumenta con la intensidad del ruido enmascarante [Gelfand2011].

2.6. Pulsos binaurales

Si dos diapasones de un tono ligeramente diferente son golpeados simultáneamente, el sonido resultante se modula periódicamente. Las

modulaciones se conocen como batidos; su frecuencia es igual a la diferencia entre las frecuencias de los tonos originales.

Un fenómeno muy diferente resulta cuando con auriculares estereofónicos se aplican las señales por separado a cada oído. Bajo las circunstancias adecuadas pueden percibirse batimientos, pero son de un carácter completamente diferente a los acústicos. Estos son llamados pulsos binaurales, y en muchos aspectos son más interesantes que los pulsos acústicos o monoaurales.

Los pulsos monoaurales se pueden escuchar con ambos oídos, pero un oído es suficiente para percibirlos. Los pulsos binaurales requieren la acción combinada de ambos oídos. Existen como consecuencia de la interacción de las percepciones dentro del cerebro, y pueden ser utilizados para investigar algunos de los procesos centrales.

El mecanismo físico de pulsos monoaurales es un caso especial de la interferencia de ondas. En cualquier instante la amplitud del sonido resultante es igual a la suma algebraica de las amplitudes de los tonos originales. Las señales se refuerzan cuando están en fase, es decir, cuando los picos y los valles de sus ondas coinciden. Hay fenómenos de interferencia destructivos que disminuyen la amplitud neta cuando las ondas están en oposición. Los tonos puros utilizados en estos experimentos se describen como ondas sinusoidales y los batidos generados varían de forma similar a una onda sinusoidal.

Los pulsos binaurales fueron descubiertos en 1839 por un experimentador alemán llamado H. W. Dove, pero hasta 1915 fueron considerados como un caso especial de pulsos monoaurales. Se argumentó que cada oído escuchaba ambos sonidos.

Este resultado podría ser eliminado por la colocación de los diapasones en habitaciones separadas, con el sujeto en un tercer espacio entre ellos, y conduciendo los sonidos a través de tubos a cada oído. Para ello era necesario sellar cuidadosamente cada tubo a la cabeza, sin embargo, se dijo que el fenómeno aparecería por la transmisión de cada sonido a través del cráneo al otro oído.

La conducción ósea era conocida y el sonido se atenúa mucho de un oído al otro, por lo que la posible contribución de la conducción ósea se eliminaba de la percepción de los pulsos binaurales,

La diferencia más evidente entre los pulsos monoaurales y binaurales es que los binaurales se pueden escuchar sólo cuando los tonos utilizados para producirlos son de baja frecuencia.

Los pulsos binaurales son mejor percibidos cuando la frecuencia es de aproximadamente 440 Hz, por encima de esa frecuencia se vuelven menos aparentes y por encima de 1 000 Hz desaparecen por completo.

La intensidad de los sonidos y el tipo de auriculares usado puede afectar a los resultados, sin embargo, otros investigadores han publicado pulsos binaurales producidos por tonos de hasta casi 1 500 Hz. Con menores frecuencias los pulsos binaurales son menores.

J.C.R. Licklider del Massachusetts Institute of Technology [Licklider1950] desarrolló una técnica cuando trabajaba en la Universidad de Harvard para medir un espectro de los pulsos binaurales. Modificó la frecuencia de un oscilador hasta observar que los pulsos binaurales eran más intensos.

Otra característica distintiva de los pulsos binaurales es su sonido apagado. Los pulsos monoaurales o batimientos son pulsos producidos con intensidades que van desde el doble de cada sonido independiente al silencio. Los pulsos binaurales, en cambio, son sólo una ligera modulación de un fondo ruidoso. Se ha tratado de estimar la profundidad de la modulación, y parece ser de cerca de tres decibelios.

Con el fin de ayudar a los sujetos a reconocer estos efectos relativamente débiles por lo general se presentan tonos con pulsos monoaurales y después rápidamente se cambia al modo binaural. Con tonos de alrededor de 440 Hz por lo general, toma dos o tres segundos para el sujeto el reconocer los pulsos binaurales.

Para producir un latido monoaural que varía desde un máximo hasta el silencio el volumen de las dos señales deben de ser idénticas, si las señales no son coincidentes, la amplitud no se anulará por completo. Cuando la diferencia en la intensidad aumenta, los batimientos se hacen menos claros. Los pulsos binaurales, tienen la misma aparente fuerza independientemente de las intensidades relativas de los dos tonos. De hecho, E. Lehnhardt, en Berlin (audiólogo) [Lehnhardt1961], descubrió que los pulsos binaurales son percibidos incluso si una de las señales está por debajo del umbral de audición.

JJ Groen, de la Universidad Estatal de Utrecht [Groen1964] ha estudiado este fenómeno trabajando con tonos de alrededor de 200 Hz, se encontró que los pulsos eran perceptibles cuando uno tenía una señal de 40 dB y la otra una sonoridad de -20 dB, una intensidad por debajo del umbral normal.

Evidentemente, el cerebro es capaz de detectar y procesar las señales incluso aunque uno de ellas sea demasiado débil como para incidir en la conciencia cuando se intenta el experimento monoaural, sólo el sonido más fuerte, sin pulsos, se oye.

Un efecto relacionado es tal vez la interacción de ruido y pulsos binaurales. El ruido normalmente enmascara sonidos que uno quiere oír. La percepción de los latidos binaurales, sin embargo, se ve reforzada por el ruido.

Cuando dos tonos adecuados se presentan a los oídos de manera que se producen latidos binaurales, y son acompañados en cada oído por el ruido suficiente para oscurecer los tonos, los latidos se hacen más detectables. En un experimento análogo con señales monoaurales sólo se oyó el ruido.

Escuchando pulsos binaurales se produce la ilusión de que los sonidos se encuentran en algún lugar dentro de la cabeza. Esto en sí mismo no es extraordinario, cuando la música se reproduce a través de auriculares estereofónicos, la orquesta parece estar en algún lugar en la cabeza en lugar de fuera de ella. Cuando los pulsos binaurales son de baja frecuencia, menos de aproximadamente tres por segundo, parecen avanzar y retroceder en la cabeza. Si las intensidades de los dos tonos son diferentes, el movimiento tiene una trayectoria elíptica.

Este movimiento aparente puede explicarse por la conexión entre los pulsos binaurales y el mecanismo por el cual el cerebro detecta la dirección de los sonidos.

Para señales de baja frecuencia, tales como los utilizados para producir pulsos binaurales, el sonido se localiza principalmente mediante la detección de la diferencia de fase entre los sonidos que llegan a los dos oídos.

Sonidos de baja frecuencia tienen longitudes de onda mucho más largas que el diámetro de la cabeza; Como resultado, el sonido viaja alrededor de la cabeza por difracción. Lord Rayleigh, en el siglo XIX, físico Inglés [Rayleigh1894] calculó que un tono de 256 Hz (Do central) golpeando la cabeza de un lado alcanzaría el oído contrario con el 90 por ciento de la intensidad que tenía en el oído cercano. En otro de tono de baja frecuencia la localización por la detección de la intensidad relativa sería ineficiente para aquellas frecuencias.

La localización mediante la detección de diferencias de fase es altamente eficiente, en un área abierta, sin estructuras que reflejaran el sonido una persona puede localizar un sonido de tono bajo a menos de 10 grados de diferencia. Para ello se requiere la detección de una diferencia de fase de menos de un milisegundo, una hazaña lograda sin dificultad por el mecanismo de la audición binaural. La misma diferencia de fase está presente en los tonos que producen pulsos binaurales, y por eso los pulsos lentos parecen estar en movimiento. Una fuente de sonido que gira alrededor de la cabeza produciría una similar sensación.

Para sonidos de tono más alto de la longitud de onda es comparable o menor que el tamaño de la cabeza, y la cabeza actúa como una barrera, por lo que el oído a su sombra no recibe casi ningún sonido.

Por encima de aproximadamente 1 000 Hz la localización del sonido es gobernada principalmente por la intensidad en lugar de la diferencia de fase. Es significativo que la capacidad de escuchar pulsos binaurales también disminuye cuando los tonos se acercan a 1 000 Hz.

Los mecanismos auditivos que aparecen en la percepción de pulsos binaurales ayudan a la audición de otra forma. A menudo se ha observado que la capacidad de seleccionar y escuchar una sola conversación en un revoltijo de ruido de fondo es una facultad humana notable y valiosa.

Este fenómeno, depende de la audición binaural. Es, de hecho, una aplicación de la mejora de la percepción de fase con el ruido también observada en la percepción de los pulsos binaurales.

La audición por lo general se deteriora con la edad. Sin embargo, se ha descubierto que las personas mayores son capaces de detectar pulsos binaurales y localizar sonidos casi igual que los jóvenes. En 5 000 Hz la agudeza auditiva de un hombre de 60 años es, en promedio, 40 dB inferior a la de un hombre de 20, y el tono más alto que puede oír, 8 000 Hz, la mitad de lo que oye un hombre joven, sin embargo su agudeza en detectar tonos graves, apenas se ve afectada, y evidentemente, su percepción de fase tampoco ha disminuido.

La explicación más simple de los pulsos binaurales es que el número de impulsos nerviosos de cada oído y la ruta que viajan al cerebro son determinados por la frecuencia del sonido incidente, y que las dos señales nerviosas interactúan en algún lugar del cerebro.

En la teoría de la percepción frecuencial, o telefónica, propuesta por W. Rutherford en 1886 [Rutherford1886], se postuló que el oído convierte las vibraciones acústicas en eléctricas como hace un micrófono, emitiendo un impulso nervioso para cada ciclo del tono.

Fibras nerviosas individuales pueden responder a tales estímulos sólo hasta alrededor de 500 Hz, sin embargo, de esta manera la teoría telefónica podría describir el comportamiento de el oído sólo para las frecuencias más bajas.

En 1885 Herman von Helmholtz [Helmholtz1885] propuso la teoría que atribuye la discriminación del tono a las propiedades mecánicas de la cóclea. La cóclea tiene una forma de cono, es una vesícula llena de líquido, rica en terminaciones nerviosas y en espiral como una concha de caracol. El tubo en espiral de la cóclea se divide por la mitad a lo largo de toda su longitud por la membrana basilar, que vibra en respuesta al sonido. George von Békésy encontró por observación visual directa que un sonido de una frecuencia determinada hará vibrar la membrana basilar más notablemente en un lugar determinado. [Von Békésy1960]

Esta estimulación local, se cree, excita células del receptor en el entorno de la vesícula y por lo tanto excita las fibras nerviosas que conectan a las células receptoras a la zona auditiva del cerebro.

De acuerdo con la teoría del lugar, los impulsos transmitidos por los nervios auditivos reflejan la intensidad del sonido, pero no la frecuencia.

El tono que se percibe está determinado por la zona de la cóclea donde se originó el nervio.

Por encima de aproximadamente 5 000 Hz la teoría lugar parece ser adecuada para describir la percepción del tono. A frecuencias más bajas, sin embargo, la mecánica la respuesta de la membrana basilar es demasiado inespecífica para

dar cuenta de la precisión con la que el oído identifica tonos. Además, los intentos para poner a prueba la teoría mediante la escisión en animales de experimentación de esas fibras nerviosas que deben ser los únicos portadores de los tonos de baja frecuencia han sido infructuosos.

Para las frecuencias entre 500 y 5 000 Hz, Ernest Glen Wever de la Universidad de Princeton en 1937 propuso la teoría de la volea [Weber1937].

Aunque las fibras nerviosas individuales no pueden disparar más de 500 veces por segundo, un grupo de las células nerviosas podrían superar esta tasa por el disparo en sucesión. Así, mientras que algunas células nerviosas de la zona están en sus períodos refractarios otras están produciendo impulsos.

El desvanecimiento de los pulsos binaurales a frecuencias entre 500 y 1 000 Hz sugiere que el mecanismo de los pulsos sigue la teoría de teléfono y, en las frecuencias mayores, sigue la teoría de la volea.

La interacción de las señales de los dos oídos probablemente se produce en el centro del cerebro llamado el núcleo de la oliva superior. Como los mensajes ascienden por las vías auditivas para ser procesadas e interpretadas en las áreas cerebrales, este es el primer centro del cerebro en recibir señales de ambos oídos.

En realidad hay dos núcleos de la oliva superior que están dispuestos simétricamente en cada lado del cerebro, y en cada uno terminan fibras nerviosas de ambos oídos. Ellos siempre se han considerado probables sitios para el procesamiento neural de baja frecuencia de los impulsos sonoros.

En experimentos con gatos, Robert Galambos demostró en 1959 [Galambos1959] que clics fuertes estimulando ambos oídos generan impulsos nerviosos que se reúnen en el núcleo de la oliva superior. Cuando los clics eran simultáneos, las señales se ven reforzadas en algunos sitios en el núcleo de la oliva superior. Cuando se introduce un ligero retraso, sin embargo, la resultante de la señal es inhibitoria. Por lo tanto un pequeño desplazamiento de la fase da lugar a una percepción más débil del sonido.

Es presumiblemente por esta razón que uno tiende a girar hacia la fuente de un sonido y eliminarla diferencia de fase. Cuando uno está escuchando a través de auriculares, por supuesto, girar la cabeza no tiene ningún efecto sobre la fase de las señales.

Potenciales nerviosos en el núcleo de la oliva superior del gato se han medido directamente.

Con sujetos humanos es posible medir estas señales mediante potenciales evocados.

Los pulsos binaurales y monoaurales difieren cualitativa y cuantitativamente, lo que indica que se procesan de forma diferente.

Puede ser significativo que algunos de los pacientes que no podía oír los pulsos binaurales sufren la enfermedad de Parkinson.

Se ha descubierto una variación entre ambos sexos en la capacidad para oír pulsos binaurales. J.V. Tobias de la administración Federal de Aviación de Oklahoma [Tobias1965] estudió los límites del espectro de los pulsos binaurales de un número de voluntarios y el límite superior del espectro de frecuencias en las que aparecen en hombres y mujeres. Él estudió la percepción de pulsos binaurales en mujeres durante un período de seis semanas y se encontró el espectro extendido a los tonos más altos al comienzo de la menstruación, y luego se redujo antes de llegar a un segundo pico 15 días después del inicio de la menstruación. Este último puede corresponder al momento de la ovulación. Estudió el espectro de pulsos binaurales y encontró que el límite superior de las frecuencias aplicadas es mayor para los hombres que para las mujeres.

Los pulsos binaurales han sido ampliamente considerados como una mera curiosidad.

La mejora de la percepción de pulsos por el ruido es un modelo del mecanismo por el que las señales auditivas se seleccionan en un fondo ruidoso.

Los sonidos por debajo del umbral son detectados y se hacen audibles por la aparición de pulsos binaurales, lo que sugiere que puede haber otros estímulos procesados por el cerebro de los cuales no somos conscientes. [Oster1973],

La frecuencia de los pulsos depende de la diferencia de frecuencia entre ambos sonidos, desde una sensación de movimiento del sonido en el cráneo, una fluctuación del sonido y una aspereza en el sonido. La percepción de los pulsos binaurales es casi inapreciable con sonidos de más de 1 000 Hz [Grose2012].

Los pulsos binaurales son peor percibidos que los batimientos, aproximadamente se modulan 3 dB [Oster1973], un pulso binaural generado con sonidos que apenas difieren 5 Hz no es percibido como un sonido modulado sino como un sonido que se desplaza en la cabeza del paciente [Akeroyd2010] [Ross2014][Oster1973].

2.7. Hipoacusias funcionales

Para detectar errores en la realización de la audiometría tonal liminar derivados de hipoacusias no orgánicas o funcionales se han diseñado varias pruebas, entre ellas destacamos las que utilizan simultáneamente sonidos en ambos oídos:

2.7.1. El test de Stenger

Permite detectar hipoacusias unilaterales hasta 10 dB por encima del umbral del mejor oído aprovechando el fenómeno de Tarchanow, en el que cuando un

paciente oye un sonido de forma bilateral, el paciente lo percibe fusionado en uno solo [Mehta2000].

Si a un paciente se le presenta un sonido más intenso en el oído hipoacúsico a la vez que otro de menor intensidad pero audible para el paciente en su oído sano y el paciente indica que no oye nada, podremos detectar que miente.

Este test está limitado por el umbral del mejor oído debido a que el paciente ha de percibir en el hipoacúsico un sonido más intenso que éste para que mediante el fenómeno de Tarchanow no perciba el presentado en el mejor oído [Gelfand2011].

2.7.2. FIT test

Otra forma de detectar a pacientes simuladores y de medir el umbral aéreo en casos de difícil enmascaramiento es mediante el Fusion at Inferred Threshold o FIT test. Este test se basa en el fenómeno de Stenger, cuando sonidos de igual intensidad presentados a ambos oídos de forma simultánea se perciben como un único sonido en el centro de la cabeza. A diferencia del test de Stenger en que se intenta ocultar el tono en el mejor oído, la aplicación del FIT test depende del aparente movimiento del sonido al mejor oído o a otro lugar en la cabeza. Este test no tiene limitaciones, solo precisa de un audiómetro que genere tonos puros simultáneamente por el canal izquierdo y derecho del audiómetro de forma simultánea y con una intensidad controlable, por lo que cualquier audiómetro que sea capaz de realizar el test de Stenger es válido para su realización. Es especialmente útil en pacientes con grandes diferencias en el umbral de ambos oídos, en pacientes con tinnitus, en simuladores y en pacientes con respuestas dudosas durante la audiometría.

Los pasos del FIT test [Pope1998] son:

- a. Una señal se presenta en el mejor oído a una intensidad 5 dB superior a su umbral
- b. Simultáneamente otro tono se presenta al otro oído a 0 dB HL.
- c. El tono presentado en el mejor oído se mantiene sin alterarlo y la intensidad del tono en el oído testado se incrementa gradualmente de 5 en 5 dB hasta que el paciente percibe un cambio en su localización. Este cambio implica una fusión de la sensación de ambos oídos en algún lugar del sistema auditivo.
- d. El mínimo nivel sonoro en el oído testado con el que aparece este cambio puede ser utilizado como una estimación del nivel de audición en ese oído.

3. Métodos empleados en audiometría tonal liminar

A continuación detallaremos los métodos empleados para realizar la audiometría tonal liminar, varios son complejos, incluso se ha observado que muchos especialistas en audiología utilizan métodos inadecuados debido a la complejidad en realizar correctamente un adecuado enmascaramiento [Martin1998] y sobre todo al tiempo necesario para su realización [Turner2004].

3.1. Enmascaramiento por vía aérea

3.1.1. El método de “plateau”

Es una estrategia ampliamente aceptada para encontrar el verdadero umbral del oído testado mediante el enmascaramiento, y fue propuesta por Hood en 1960 [Hood1960].

El “plateau” es el rango entre dos puntos de inflexión correspondientes al mínimo enmascaramiento efectivo y el máximo enmascaramiento permitido.

El nivel mínimo de enmascaramiento es el que hace que el sonido presentado al umbral del oído testado no sea audible en el oído no testado, el máximo enmascaramiento permitido es nivel máximo de enmascaramiento que tras atravesar el cráneo no aumenta el umbral del oído testado.

En el método de plateau el tono solo es audible en el oído testado, el no testado es enmascarado efectivamente y el enmascaramiento no es lo suficientemente intenso para cruzar y elevar el umbral en el oído testado, en ese caso subir la intensidad del sonido enmascarante no cambia el umbral.

Los pasos a seguir son [Hood1960].:

- a. Medir los umbrales óseos y aéreos en ambos oídos.
- b. Analizar la necesidad del enmascaramiento.
- c. El enmascaramiento inicial se introduce 10 dB por encima de los umbrales de la vía aérea del oído no testado y se repite la medición de los umbrales.
- d. Se aumenta el enmascaramiento 10 dB y se vuelve a medir el umbral.
- e. Cuando se aumenta el enmascaramiento dos veces y no cambian los umbrales, el umbral real se ha obtenido.

El rango de intensidades durante el cual el umbral del oído testado no se modifica a pesar de incrementar el ruido enmascarante puede ser variable, disminuyendo cuando hay una hipoacusia de conducción en el oído no testado. Un rango pequeño puede producir que no se encuentre el umbral óseo en el oído testado

Factores que incrementan la probabilidad de sobre-enmascaramiento hacen que el rango del plateau sea menor, la reducción de la atenuación interaural y la disminución del umbral óseo en el oído testado hacen que sea más fácil enmascarar al oído testado, si se eleva el umbral aéreo del oído enmascarado o se aumenta el efecto de la oclusión de éste, se precisaría de un mayor nivel de enmascaramiento [Gelfand2011].

El método de plateau ha sido el más utilizado en la práctica clínica, sin embargo se considera a veces como un método largo y difícil de realizar, con múltiples pasos [Portmann1979].

3.1.2. Método optimizado

El método de Hood o método de plateau tiene muchas variantes, una de ellas ha sido desarrollada por Turner en 2003, el método optimizado, el cuál puede ser utilizado cuando las diferencias entre los umbrales de la vía aérea difieren en ambos oídos más de 25 dB, usando menos pasos.

El primer problema es cuando hay que enmascarar. Para medir los umbrales de la vía aérea, Hood recomendó enmascaramiento cuando la diferencia en los umbrales de la vía aérea superan los 50 dB.

La recomendación actual es enmascarar cuando el umbral de la vía aérea en el oído testado supera el umbral óseo del no testado por una determinada cantidad, la mínima atenuación interaural asumida para auriculares supra-aurales, este valor es típicamente 40 dB, independiente de la frecuencia. Este valor es mayor para los auriculares de inserción. [Yacullo 1996].

Habitualmente se están utilizando los auriculares supra-aurales, por lo que habitualmente es más difícil el enmascaramiento que con los auriculares de inserción. Cualquier procedimiento que funcione con auriculares supra-aurales funcionará con los auriculares de inserción.

Para las pruebas de la vía ósea, la atenuación interaural puede ser tan pequeña como 0 dB. Por lo tanto, algunos autores, incluyendo a Hood, recomiendan siempre enmascarar en la medición de los umbrales de la vía ósea. No hay ningún problema con esta estrategia, excepto que se necesita más tiempo. Otra recomendación, la que se utiliza habitualmente, es enmascarar cuando el umbral de la vía aérea en el oído testado excede al umbral del oído no testado en más de 10 dB [Yacullo1996].

Si está disponible, se usará el enmascaramiento para el cálculo de los umbrales de la vía ósea en el oído no testado, si no utilizaremos los umbrales de la vía ósea sin enmascarar.

Pequeñas diferencias entre la vía aérea y la ósea o GAP son muy importantes. La razón es que el umbral de la vía ósea puede cambiar hasta 10 dB debido a la variabilidad de la prueba y al enmascaramiento central. Por lo tanto, un GAP de 10 no necesariamente demuestra que no haya GAP.

Hood no especificó el nivel de enmascaramiento inicial. Martin ha recomendado [Martin1974] un nivel de enmascaramiento igual al umbral aéreo en el oído no testado mas 10 dB.

Los 10 dB son un factor de seguridad a tener en cuenta para la prueba y para la variabilidad interindividual de los pacientes, y para estar seguro de que el enmascarador en realidad enmascara al oído no testado.

Un factor adicional hay que tenerlo en cuenta al realizar la medición de los umbrales de la vía ósea, el efecto de oclusión.

Una variación que puede reducir el tiempo requerido para realizar el método de plateau es no restablecer los umbrales usando el tradicional método de búsqueda del umbral arriba-abajo [Yacullo 1996].

En su lugar se utiliza el método de un solo tono, que consiste en los siguientes pasos:

- El tono se presenta una vez y si hay una respuesta, se toma como umbral a ese nivel de enmascaramiento-
- Se incrementa el nivel de enmascaramiento.
- Si no hay respuesta, entonces el tono se incrementa en pasos de 5 ó 10 dB y es presentado una vez en cada nivel hasta que haya una respuesta seguidamente de elevar el nivel de enmascaramiento.

Esta respuesta indica el umbral que hay en ese nivel de enmascaramiento. Si este procedimiento "de un solo tono" se utiliza para restablecer el umbral e identificar el plateau (que es el verdadero umbral), entonces la búsqueda del umbral en el plateau deberá seguir un método más preciso que el de arriba-abajo.

Hood recomendó incrementar el nivel de enmascaramiento en pasos de 10 dB, pero algunos autores [Roeser2000) recomiendan pasos de 5 dB. El uso de pasos de 5 dB generaría esencialmente el doble del número de niveles de enmascaramiento a probar y aumentaría el tiempo de la prueba. Usar pasos de 5 dB sería útil si el plateau fuera estrecho y difícil de encontrar.

Si el umbral no enmascarado no cambia con el enmascaramiento inicial, algunos autores recomiendan la aceptación del umbral calculado como el umbral real. Esto reduciría el tiempo de la prueba. Es generalmente recomendado, sin embargo, que el nivel de enmascaramiento tiene que aumentarse al menos una vez para asegurar que el oído no testado se enmascara adecuadamente [Studebaker1967].

Hood no especifica el número de incrementos del nivel de enmascaramiento necesarios para definir la región del plateau. Generalmente se recomienda que el nivel de enmascaramiento hay de aumentarlo en un intervalo de al menos 15 a 20 dB con pocos cambios en el umbral del tono testado [Yacullo1996].

El tiempo necesario para llevar a cabo el método de plateau es un problema. Obviamente, el tiempo en buscar dicho plateau depende específicamente del procedimiento utilizado. El cálculo con la presentación de un solo tono para cada nivel de intensidad para restablecer los umbrales usando enmascaramiento en pasos de 10 en 10 dB es el procedimiento más rápido.

El método de enmascaramiento optimizado es similar al método de plateau y debe ser al menos tan fácil de realizar. Se llama el método optimizado, ya que ha sido optimizado en varias formas de reducir el tiempo de prueba. En muchas situaciones de enmascaramiento, este método optimizado puede reducir significativamente el número de niveles de enmascaramiento necesarios para llegar al plateau y determinar el umbral. Menos niveles de enmascaramiento se

traducen en menos tiempo para la realización de la prueba. Este método se describe a continuación y es aplicable para las mediciones de los umbrales de la vía aérea y de la vía ósea.

Los pasos a seguir son:

a. Medir umbrales sin enmascaramiento

Hay que medir los umbrales de la vía aérea sin enmascaramiento para cada oído y también los umbrales de la vía ósea sin enmascaramiento en cada oído. El umbral sin enmascaramiento de la vía ósea podría corresponder al umbral óseo real del oído testado, al del no testado o a ambos.

b. Determinar necesidades de enmascaramiento

En cada frecuencia, determinar si se requiere el uso de enmascaramiento según los criterios recomendados. Ya que hay solo un umbral medido de la vía ósea, hasta que no se demuestre lo contrario, este será el umbral óseo de los dos oídos. Para determinar la necesidad de enmascarar durante la medición de los umbrales de la vía aérea o la ósea, el umbral de la vía aérea sin enmascarar se compara con el umbral de la vía ósea común antes calculado. Cuando esta diferencia es igual o excede la atenuación interaural mínima, entonces se requiere enmascaramiento para el cálculo de los umbrales de la vía aérea. Cuando esta diferencia excede 10 dB, entonces se requiere enmascaramiento para el cálculo de los umbrales de la vía ósea.

c. Determinar nivel de enmascaramiento inicial

Ajustar el nivel de enmascaramiento inicial al umbral de la vía aérea del oído testado menos 10 dB y restablecer los umbrales. Este es el nivel de enmascaramiento inicial para la medición de los umbrales de la vía ósea y la aérea. Estos dos niveles iniciales siempre serán iguales. En general, este nivel de enmascaramiento es suficiente para compensar el efecto oclusión al medir los umbrales de la vía ósea en las bajas frecuencias sin aplicar más correcciones. Con esta estrategia, el nivel de enmascaramiento inicial se establece de forma relativa al umbral del oído testado.

Esta es una diferencia fundamental del método de Hood, donde el nivel de enmascaramiento inicial normalmente es igual al umbral de la vía aérea en el oído no testado mas 10 dB.

El método optimizado intenta utilizar el máximo posible de enmascaramiento sin sobreenmascarar. Para llevar a cabo esto, el nivel de enmascaramiento debe hacer referencia al umbral del oído testado, no al del no testado.

En el método de plateau y otros métodos de enmascaramiento el nivel inicial de enmascaramiento comienza en función del umbral del oído no testado. El método optimizado se basa en el principio de que el establecimiento de un nivel de enmascaramiento 10 dB por debajo del umbral de la vía aérea del oído testado nunca generará sobreenmascaramiento. El sobreenmascaramiento

ocurriría si el enmascarador tras atenuarse por la atenuación interaural cruzara el cráneo y llegara al oído testado en un nivel suficiente para enmascararlo, es decir, a un nivel por encima del umbral óseo del oído testado.

El peor caso de sobre-enmascaramiento ocurriría si el umbral real de la vía ósea del oído testado fuera igual al umbral sin enmascaramiento de su vía ósea (si es el mejor oído). Incluso en esta situación, sin embargo, no habría sobre-enmascaramiento. El enmascarador se reduciría por la atenuación interaural que es al menos mayor que el mayor GAP posible. Por lo tanto, el enmascarador alcanzaría el oído testado a un nivel máximo inferior que el mejor umbral óseo posible del oído testado.

Este argumento se aplica por igual a las pruebas de medición de umbrales de la vía ósea. El sobre-enmascaramiento ocurre por el mismo mecanismo en las pruebas de conducción aérea y ósea del sonido, un nivel de enmascaramiento que no genere sobre-enmascaramiento para el cálculo del umbral de la vía aérea no generará sobre-enmascaramiento en las pruebas de la vía ósea.

Si en un oído encontramos un GAP de 60 dB, al menos la atenuación interaural aérea debe ser de al menos 60 dB, si el umbral de la vía ósea real en el oído no testado es igual al umbral de la vía ósea sin enmascarar (vía ósea mejor en oído no testado), entonces hay al menos 60 dB de diferencia entre el umbral aéreo del oído testado y el umbral óseo del no testado, si la atenuación interaural aérea fuera menos de 60 dB entonces la diferencia entre el umbral aéreo no enmascarado del oído testado se oiría en el oído con mejor umbral óseo a menos de 60 dB de diferencia.

Si consideramos la posibilidad de que el umbral óseo sin enmascarar del oído testado fuera igual al umbral óseo real del oído testado, con un GAP de 60 dB, entonces el umbral óseo en el oído no testado es peor, por lo que el sonido presentado por vía aérea sin enmascaramiento en el oído testado no podría deberse al lateralizado vía transcraneal al oído no testado.

Expresado de otra manera, una señal que puede hacer vibrar el cráneo suficientemente con el fin de estimular la cóclea del oído no testado también estimulará la cóclea del oído testado aproximadamente a la misma intensidad.

El GAP no puede ser mayor que la atenuación interaural, aunque puede, por supuesto, ser menor. El umbral de la vía aérea sin enmascarar en el oído testado no puede ser debido al lateralizado del presentado por vía ósea en el umbral del oído no testado si el umbral de éste oído es peor.

Hay, por supuesto, cierta variabilidad en la medición de los umbrales y la eficacia del enmascaramiento. Por eso, el nivel de enmascaramiento al inicio del método optimizado se fija 10 dB por debajo del umbral de la vía aérea del oído testado. Esto proporciona un margen de seguridad a la prueba por la variabilidad entre los individuos. En teoría, el nivel de enmascaramiento se podría establecer igual al umbral de la vía aérea del oído testado y no daría lugar a sobre-enmascaramiento. Los umbrales entonces se restablecen usando

el método tradicional de arriba-abajo o del método con un solo tono presentado para reducir el tiempo de la exploración.

d. Medir el incremento del umbral

Determinar el cambio en dB del umbral producido por el enmascarador. Esta es la diferencia entre el umbral no enmascarado y el enmascarado.

e. Incrementar el nivel de enmascaramiento tanto como haya aumentado el umbral

Incrementar el nivel de enmascaramiento a una cantidad igual al incremento del umbral producido tras incrementar el enmascaramiento y volver a restablecer los umbrales. Este mayor incremento utilizado comparándolo con el método de plateau también agiliza la prueba. Incrementar el ruido enmascarante el máximo permitido sin sobre-enmascarar, incrementando el nivel de enmascaramiento en una cantidad igual al aumento del umbral previo.

Cuando se busca el umbral de la vía aérea el enmascarador se mantiene a 10 dB por debajo del umbral enmascarado de la vía aérea en el oído testado, si el umbral aumenta, sabemos que el umbral sin enmascarar era debido a la transmisión transcraneal al oído no testado, como el GAP no puede ser mayor que la atenuación interaural de la vía ósea, entonces el mejor umbral del oído testado es éste nuevo umbral, si incrementamos esta medida en el enmascarador no podemos sobre-enmascarar el oído testado.

De igual forma podemos aplicar esta norma en la medida del umbral de la vía ósea. Con el nivel de enmascaramiento inicial de 10 dB por debajo del umbral aéreo del oído testado, si se incrementa el umbral óseo del oído testado, será porque era percibido en el oído no testado y en el testado el umbral es peor que ese, por lo que podemos subir el enmascaramiento en la misma medida que el aumento del umbral con enmascaramiento sin producir sobre-enmascaramiento.

Incluso si el umbral calculado es el real y el incremento del umbral se debe a la variabilidad en las respuestas del paciente y/o al enmascaramiento central, aumentando el nivel de enmascaramiento una cantidad igual es correcto. Si el umbral se desplaza 5 dB debido a la variabilidad del test, lo que aumenta el enmascaramiento, éste no debe generar sobre-enmascaramiento.

f. En el caso en el que hay una mejora o no cambien los umbrales, hemos llegado al umbral real. Cuando hay un empeoramiento del umbral, hay que repetir los pasos d y e.

Si el umbral aumenta 5 dB por enmascaramiento central, no hay forma de determinar este incremento. Incrementar el enmascaramiento 5 dB no debería sobre-enmascarar, de nuevo el umbral medido será el correcto. Hay desacuerdo sobre cuando debería corregirse el enmascaramiento central.

Si el umbral mejora o no cambia con el nivel de enmascaramiento inicial entonces el umbral real es el no enmascarado. Como se señaló anteriormente, se ha recomendado al menos aplicar un nivel de enmascaramiento adicional para identificar el plateau. Con este método, el nivel de enmascaramiento inicial es generalmente mucho mayor que el umbral de la vía aérea en el oído no testado, suficiente para cambiar el umbral si el umbral sin enmascaramiento se debe a la lateralización al oído no testado. Sin embargo, es generalmente aceptable utilizar un segundo nivel de 5 dB a 10 dB más de enmascaramiento para confirmar que el umbral sin enmascarar es el umbral real.

La única limitación es el caso de una pérdida conductiva bilateral significativa, donde el plateau puede ser pequeño. Si el umbral se desplaza con el nivel inicial de enmascaramiento, se utilizan a continuación niveles adicionales de enmascaramiento hasta que se identifique el punto donde no se modifica o mejora el umbral o plateau. Si solo se aplica un estímulo al buscar el umbral en vez de restablecer el umbral entonces el umbral deberá medirse con más precisión una vez que la meseta se ha identificado.

El método optimizado parte de un nivel de enmascaramiento mayor, y con menos pasos, al incrementar el ruido enmascarante el máximo permitido sin llegar al sobre-enmascaramiento, cuando se modifica el umbral del oído testado es debido a que era percibido por el oído no testado, con menos pasos que el método de plateau, acortando el tiempo de la prueba, por lo que es de especial utilidad en la realización de la audiometría en niños y ancianos.

De forma resumida los pasos a seguir son:

- a. Medir los umbrales óseos y aéreos en ambos oídos.
- b. Analizar la necesidad del enmascaramiento.
- c. El enmascaramiento inicial se introduce 10 dB por debajo de los umbrales de la vía aérea del oído no testado y se repite la medición de los umbrales.
- d. La variación de los umbrales es determinada con y sin ruido.
- e. Se aumenta el enmascaramiento en una cantidad igual a la variación de los umbrales calculada y se vuelve a medir los umbrales.
- f. En el caso en el que hay una mejora o no cambien los umbrales, hemos llegado al umbral real. Cuando hay un empeoramiento del umbral, hay que repetir los pasos e y f.

Este método no es tan complejo como puede parecer.

El procedimiento, difiere del método plateau en sólo dos pasos significativos:

- En primer lugar, el nivel inicial de enmascaramiento se fija 10 dB por debajo del umbral de la vía aérea del oído testado. Con el método de plateau, los niveles iniciales de enmascaramiento son 10 dB por encima del umbral de la vía aérea del oído no testado.
- En segundo lugar, el nivel de enmascaramiento se aumenta de una cantidad igual a la modificación del umbral por el enmascaramiento. Con

el método de plateau, el nivel de enmascaramiento se incrementa una cantidad fija, generalmente 5 o 10 dB.

Ambas diferencias son fáciles de recordar; el método optimizado debe ser tan fácil de realizar como el método plateau. El método optimizado es más rápido que el método plateau debido a un menor número de niveles de enmascaramiento a que estamos obligados a utilizar para llegar plateau y determinar el umbral real. La ventaja de tiempo real, sin embargo, depende de los umbrales y puede ser mayor o menor.

En el método plateau, el umbral se puede restablecer usando la búsqueda de arriba-abajo tradicional o el procedimiento de un solo tono. No hay razón por la que el procedimiento de un solo tono no pueda ser empleado con el método optimizado, debiendo restablecer el umbral con el método arriba-abajo de forma más precisa cuando se identifica el plateau. Esta estrategia reducirá el tiempo de realización del método optimizado

El método optimizado se basa en principios teóricos aceptados. Un principio conocido es que el GAP no puede ser mayor que la atenuación interaural que se determina por el tipo de auriculares. Por lo tanto, una consecuencia de este principio es que los auriculares determinan la máxima pérdida conductora o GAP, que se pueden detectar en un audiograma. Históricamente, la máxima pérdida conductiva se pensaba que era alrededor de 60 dB. En realidad, era porque los auriculares supra-aurales normalmente proporcionaban un máximo de atenuación interaural de alrededor de 60 dB. Con el uso de auriculares de inserción, que pueden producir una mayor atenuación interaural y es posible detectar un GAP de entre 70 a 80 dB.

Ancho del plateau

En cualquier método de enmascaramiento la precisión en la medición de los umbrales será obtenida cuando el enmascaramiento esté dentro del plateau. Entonces la habilidad de poner el nivel de enmascaramiento en el nivel del plateau se relaciona con el ancho de éste. Este ancho puede variar significativamente dependiendo de varios factores. Entendiendo la relación entre el ancho del plateau y el enmascaramiento podemos anticiparnos a las dificultades del que encontraremos en hallar el plateau para seleccionar el mejor método de enmascaramiento.

Las ecuaciones para el cálculo del ancho del plateau derivan de las ecuaciones de Liden para calcular el mínimo nivel de enmascaramiento efectivo y del máximo enmascaramiento permitido [Liden1959].

El ancho del plateau en el cálculo del umbral de la vía aérea es igual a 2 atenuaciones interaurales menos el GAP en el oído testado y menos el GAP en el oído no testado.

El ancho del plateau en el cálculo de la vía ósea es igual e la atenuación interaural menos el GAP en el oído no testado.

Estas ecuaciones no son particularmente útiles cuando medimos umbrales ya que los umbrales que se intentan medir deben de conocerse para resolver las ecuaciones. Las ecuaciones sin embargo dan datos interesantes sobre el ancho del plateau.

En la medición de la vía aérea, el ancho del plateau puede ser tan grande como el doble de la atenuación interaural, y puede exceder fácilmente 100 dB. El ancho del plateau se reduce en las hipoacusias de conducción en ambos oídos. El ancho del plateau es generalmente menor en la medición de los umbrales de la vía ósea, con un máximo en la atenuación interaural. Este ancho se reduce por la hipoacusia de transmisión en el oído no testado, pero el GAP en el testado no lo afecta. El ancho del plateau en la búsqueda de umbrales de la vía ósea y de la aérea puede ser reducida en ciertas condiciones, produciendo el dilema de enmascaramiento.

Con la medición de la vía ósea en las bajas frecuencias, podría ser necesario corregir el efecto oclusión, que incrementa el volumen del sonido en el oído no testado cuando el oído es ocluido. Si es necesario el nivel inicial de enmascaramiento se incrementa con una cantidad que depende de la frecuencia estudiada, el tipo de auricular y el GAP en el oído no testado. También el efecto oclusión incrementará el mínimo enmascaramiento efectivo para llegar al plateau. Parece que el efecto oclusión reduciría el ancho del plateau. Pero de hecho el máximo enmascaramiento permitido se incrementará y el ancho del plateau permanecerá constante.

Rango adecuado de enmascaramiento

Técnicamente el plateau solo sucede cuando el umbral sin enmascaramiento en el oído testado no es el umbral real por ser percibido en el oído no testado. Si el umbral sin enmascaramiento es el umbral real, entonces no habrá plateau. Para todos los niveles por encima de enmascaramiento el umbral permanecerá constante, no habrá una región infraenmascarada para definir el plateau.

Sin embargo podemos definir un adecuado rango de enmascaramiento que de alguna forma sea análoga al plateau. Este rango va desde el mínimo nivel de enmascaramiento necesario para enmascarar el oído no testado hasta el máximo enmascaramiento permitido antes de sobreenmascarar. Cuando el nivel de enmascaramiento está en este rango, sabemos que el oído no testado está enmascarado y no está respondiendo a los tonos. El mínimo nivel de enmascaramiento en el rango adecuado de enmascaramiento no es lo mismo que el mínimo nivel de enmascaramiento efectivo del plateau.

Cuándo y cómo enmascarar

La decisión de cuando enmascarar y cómo hacerlo se basa en los valores de los umbrales sin enmascaramiento. Es útil dividir los valores no enmascarados en cuatro patrones. En todos los patrones el oído testado es el peor oído. Y el umbral aéreo no enmascarado del oído testado es igual o peor que el umbral aéreo del oído no testado. El oído peor será testado primero con enmascaramiento.

a. Patrón unilateral

El primer patrón se denomina "unilateral", porque los umbrales sin enmascaramiento indican la posibilidad de una hipoacusia unilateral de conducción, con un GAP aparentemente en el oído testado. La pérdida actual podría tener un GAP real igual al calculado sin enmascaramiento o menor, siendo la hipoacusia mixta o neurosensorial. El umbral óseo sin enmascaramiento no tiene porqué estar en el rango normal. La relación entre los dos umbrales de la vía aérea sin enmascaramiento y el umbral óseo común (o mejor) sin enmascaramiento es lo más importante, no los umbrales absolutos, para elegir la estrategia a realizar. Para este modelo, el aparente GAP en el oído testado debe ser suficiente para requerir enmascaramiento.

b. Bilateral

El segundo patrón se denomina "bilateral", debido a la posibilidad de pérdida conductiva bilateral. Sólo un oído debe tener pérdida conductiva; el otro podría tener una hipoacusia conductiva, neurosensorial o mixta. En el oído testado, el GAP aparentemente debe ser suficiente para requerir enmascaramiento. En el oído no testado, el umbral de la vía aérea debe ser, por definición, al menos 25 dB mejor que el umbral aéreo del oído testado.

c. Simétrico

El tercer patrón se denomina "simétrico" debido a la posibilidad de pérdida conductiva bilateral simétrica. Sólo un oído debe tener pérdida conductiva, el otro podría ser conductiva, neurosensorial o mixta. En el oído testado, el GAP aparente que hay debe ser suficiente para requerir un enmascaramiento para buscar los umbrales de la vía aérea. Por definición, la diferencia en los umbrales de la vía aérea no enmascaradas deben ser 20 dB o menos. En este patrón, hay una alta posibilidad de sobre-enmascaramiento.

d. Sólo ósea

El cuarto patrón se llama "sólo ósea" porque sólo los umbrales de la vía ósea en uno o ambos oídos requieren enmascaramiento. No hay necesidad de enmascarar los umbrales de la vía aérea porque el GAP aparente es menor que el mínima atenuación interaural asumida en ambos oídos. Si aparentemente el GAP es mayor que 10 dB, se requiere enmascaramiento para calcular los umbrales de la vía ósea. Un GAP aparente de 5 o 10 dB no se enmascara porque el GAP podría cerrarse con enmascaramiento debido a la variabilidad de prueba y enmascaramiento central.

Evaluación del mejor método de enmascaramiento en cada patrón

a. Método en el patrón unilateral

En el patrón unilateral el oído testado tendría la mejor condición para ser enmascarado, con el plateau y el rango adecuado de enmascaramiento más anchos. Solo una pérdida conductiva disminuye el ancho del plateau. Realmente el plateau sería de 100 y 50 dB respectivamente. El nivel inicial de enmascaramiento para el método optimizado es significativamente mayor que en el método de plateau y con menos niveles de enmascaramiento. En el estudio de los umbrales de la vía ósea las diferencias entre el método optimizado y el método de plateau son mayores. El peor caso de enmascaramiento en este patrón sería el que redujera el plateau al mínimo, con una atenuación interaural similar a la mínima atenuación interaural asumida.

Un caso especial es el del oído cófónico, en el que no hay plateau ni en la vía ósea ni en la aérea. Los umbrales deben incrementarse hasta los límites del audiómetro (60 dB para la vía ósea y 120 para la aérea). El método optimizado ofrece una ventaja importante sobre el método de plateau, sólo requiere dos niveles de enmascaramiento para llegar a los límites del audiómetro. El método de plateau requiere de hasta 8 niveles.

Para el patrón unilateral el ancho del plateau y el rango adecuado de enmascaramiento son relativamente anchos, incluso para el peor caso de enmascaramiento. Ambos procedimientos de enmascaramiento colocan el último nivel de enmascaramiento en el plateau y en el rango de enmascaramiento adecuado, identificando ambos el umbral correcto. En todos los casos el método optimizado requiere menos pasos que el método de plateau.

b. Método en el patrón bilateral

En el patrón bilateral lo ideal sería que el oído testado sufriera una hipoacusia neurosensorial, y el oído no testado tuviera GAP. El GAP en el oído no testado disminuirá el ancho del plateau en la medición de los umbrales de la vía aérea y ósea. Aquí ambos métodos identifican el plateau en el cálculo de la vía aérea y elevan el umbral hasta los límites de potencia del vibrador. El método optimizado requiere casi la mitad de los niveles de enmascaramiento que el plateau.

En este patrón el peor caso de enmascaramiento sería que ambos oídos tuvieran una hipoacusia de conducción. El GAP en el oído testado sería el máximo y sería similar a la atenuación interaural. La diferencia entre ambos umbrales sería 25 dB (la máxima permitida en este patrón). El mínimo plateau calculado sería de 25 dB y el rango de enmascaramiento adecuado sería de 15 dB. Teóricamente solo se requeriría un nivel de enmascaramiento con el método optimizado, adicionalmente otro nivel se usaría para confirmar el plateau. En el patrón bilateral sería conveniente usar incrementos de 5 dB en el enmascaramiento, adicionalmente un segundo nivel de enmascaramiento puede ser necesario si el umbral aumenta debido a la variabilidad del test o al enmascaramiento central, precisando el test tres niveles de enmascaramiento con 10 dB de diferencia para establecer el plateau o el rango de enmascaramiento adecuado.

En el patrón bilateral el ancho del plateau y del rango adecuado de enmascaramiento son menores que en el patrón unilateral debido a la posible pérdida por conducción en el oído no testado. El método optimizado identifica el plateau y mide correctamente el umbral. El método optimizado sigue necesitando menos niveles de enmascaramiento que el de plateau, pero la diferencia no es tan grande como en el patrón unilateral. Si incrementamos el nivel de enmascaramiento 10 dB podemos superar el plateau y general sobreenmascaramiento.

c. Método en el patrón simétrico

En el patrón simétrico, la diferencia entre los umbrales de la vía aérea debe ser de menos de 25 dB. El método optimizado utilizaría un nivel inicial de enmascaramiento sin enmascarar el oído no testado, por lo que el método optimizado no deberá ser utilizado.

El plateau tiene un nivel de enmascaramiento mayor que debería enmascarar el oído no testado, aunque es posible el sobreenmascaramiento. El nivel de enmascaramiento en el oído no testado deberá ser 10 dB más que el umbral de la vía aérea del oído no testado, aunque no siempre es el nivel adecuado cuando el plateau es pequeño. Sería preciso el incremento del enmascaramiento en pasos de 5 dB ya que en el patrón bilateral hay muchas probabilidades de que el plateau o el rango adecuado de enmascaramiento sean muy pequeños

Si la atenuación interaural es mucho mayor que el GAP entonces el plateau y el rango adecuado de enmascaramiento pueden ser suficientes para detectarlos, entonces el uso de incrementos de 5 dB en el enmascaramiento no serían necesarios, por lo que sería razonable usar incrementos de 10 dB. Si no se encuentra el plateau con incrementos de 10 dB se repetiría la prueba con incrementos de 5 dB.

El peor de los casos del patrón bilateral sería una hipoacusia de conducción máxima, en la que ambos GAP fueran iguales a la atenuación interaural mínima asumida. En esta situación no hay plateau ni rango adecuado de enmascaramiento, estaríamos ante un caso de dilema del enmascaramiento. El nivel de enmascaramiento inicial producirá sobreenmascaramiento e incluso usando el método de plateau con incrementos de 5 dB no se encontrará el plateau.

d. Método en el patrón solo ósea

En el patrón solo ósea, el enmascaramiento se requiere sólo en el cálculo de los umbrales de la vía ósea, nunca para el cálculo de los umbrales de la vía aérea. La estrategia desarrollada para otros patrones funcionará en este patrón.

Si los umbrales de la vía aérea difieren más de 20 dB, el método optimizado deberá ser el utilizado, si no el método recomendado será el método de plateau con pasos de 5 o 10 dB en el nivel de enmascaramiento. En este patrón el

enmascaramiento solo es necesario en el cálculo de los umbrales de la vía ósea debido a que el aparente GAP en ambos oídos es menor que la atenuación interaural mínima asumida. Esto significa que el aparente GAP será menor que la atenuación interaural. El plateau o el rango adecuado de enmascaramiento para este patrón serán más anchos que en el patrón simétrico, por lo que habrá más facilidad de llegar al plateau.

Hay que tener una precaución en el uso del método optimizado, y es que en ciertas situaciones este método puede requerir del uso de niveles de enmascaramiento extremadamente elevados. Esto puede ser no aconsejable en un paciente con un oído normal, una vez que se ha llegado a un nivel de enmascaramiento mayor de 80 dB es preferible usar incrementos del nivel de enmascaramiento de 5 o 10 dB hasta llegar al plateau o a los límites de potencia del audiómetro.

Enmascaramiento en el mejor oído

En todos los patrones de hipoacusia usados para evaluar el método de enmascaramiento a utilizar, el oído testado era siempre el peor, para la vía aérea raramente se necesita enmascaramiento en el mejor oído.

La única excepción posible ocurriría en el patrón simétrico, cuando los umbrales de la vía aérea son similares, y es difícil saber cuál es el oído peor. En esta situación sería necesario testar ambos oídos con el procedimiento recomendado en el patrón de solo ósea. Si se necesita medir los umbrales con enmascaramiento en el mejor oído, el método optimizado no se puede utilizar incluso aunque entre ambos oídos hubiera una diferencia entre los umbrales de la vía aérea sin enmascaramiento. Un nivel de enmascaramiento de 10 dB por debajo del umbral aéreo sin enmascaramiento del mejor oído estará por debajo del umbral del peor oído (no testado) y no será audible. El sobreenmascaramiento es siempre un problema potencial cuando se miden los umbrales en el mejor oído. La aproximación más segura es usar el método plateau con incrementos de 5 dB en los niveles de enmascaramiento.

Efecto oclusión

Cuando se utiliza el método de plateau en la medición de los umbrales de la vía ósea en las bajas frecuencias, es necesario incrementar el nivel de enmascaramiento para compensar el efecto oclusión. Hay una variedad de incrementos que se han propuesto para auriculares supra-aurales. Yacullo recomienda corregir con 30 dB la frecuencia de 250 Hz, 20 dB en los 500 Hz, 10 dB en la frecuencia de 1 000 Hz, no siendo preciso corregir las demás frecuencias [Yacullo1996].

Estos valores se añaden a los 10 dB que se añaden al umbral de la vía aérea del oído no testado. Roeser y Clark recomiendan 20 dB, 15 dB y 5 dB [Roeser2000]. Goldstein y Newman recomiendan 15 dB, 15 dB y 10 dB [Goldstein1994]. Los valores para los auriculares de inserción cuando se insertan adecuadamente son significativamente menores que para los auriculares supra-aurales, Yacullo recomienda 10 dB, en los 250 Hz y no

recomienda corregir las demás frecuencias [Yacullo1996]. Incluso en los casos peores de los patrones en los que se recomienda el uso del método optimizado, éste compensa automáticamente el nivel inicial de enmascaramiento incluso con compensaciones de hasta 20 dB. Cuando usamos el método de plateau en el patrón simétrico, no se precisa de una modificación del nivel inicial de enmascaramiento.

Hay un posible problema en el patrón de solo ósea, siendo en el método optimizado el nivel inicial de enmascaramiento insuficiente si se compara con otro en el que se compense con 20 dB este nivel. Una estrategia sería ajustar el nivel inicial de enmascaramiento 30 dB por encima que el umbral óseo sin enmascaramiento. Este nivel nunca producirá sobre-enmascaramiento debido a que la mínima atenuación interaural es de 40 dB en auriculares supra-aurales.

Algunas veces el nivel inicial de enmascaramiento puede ser mayor de 30 dB por encima del umbral óseo sin enmascaramiento. Esto sucede si los umbrales aéreos sin enmascaramiento son similares y se utiliza el método plateau. En esta situación se recomienda utilizar el mayor nivel de enmascaramiento que especifica el método plateau.

Protocolo de enmascaramiento

Basándonos en la comparación entre el método plateau y el método optimizado, se puede construir un protocolo para todas las situaciones de enmascaramiento posibles. El método optimizado deberá ser utilizado cuando los umbrales medidos sin enmascaramiento estén situados dentro del patrón unilateral o bilateral. El requerimiento principal es que los umbrales de la vía aérea difieran por lo menos 25 dB. Aquí el plateau puede crear sobre-enmascaramiento en algunos casos, mientras que el método optimizado siempre presentará el último nivel de enmascaramiento dentro del plateau y acertará en el umbral. El método optimizado nunca precisará de más pasos que el plateau ni de niveles de enmascaramiento más elevados. Esta ventaja es mayor en el patrón unilateral que en el bilateral.

El método optimizado nunca es apropiado para el patrón simétrico, cuando ambos umbrales aéreos sin enmascaramiento difieren en menos de 25 dB. En este caso el plateau puede ser pequeño. Se utilizará el método de plateau con pasos de 5 dB si no se encuentra el plateau, e incluso de esta forma a veces no se puede encontrar, estaríamos en un caso de dilema en el enmascaramiento.

El método optimizado se puede utilizar en el patrón de sólo hueso cuando los umbrales de la vía aérea sin enmascaramiento difieren más de 20 dB. Cuando la diferencia entre ambos es de 20 dB o menos, el método de plateau es el que deberá ser utilizado. Igualmente se puede realizar el plateau con incrementos de 10 dB y repetir la prueba con incrementos de 5 dB si el plateau no se identifica.

Si usamos los factores de corrección de Roeser y Clark o de Goldstein y Newmann, entonces hay que hacer pocas modificaciones al procedimiento.

Para auriculares de inserción correctamente insertados, el factor de corrección es de sólo 10 dB en los 250 Hz, y de nuevo hacen falta pocas modificaciones en el método optimizado. Para correcciones de hasta 20 dB, el método optimizado automáticamente compensa éstas en el patrón unilateral y bilateral.

No hay necesidad de hacer ningún ajuste cuando se utiliza el método plateau con el patrón simétrico. La única excepción sería el patrón sólo ósea. El nivel inicial de enmascaramiento especificado en el protocolo podría no ser el adecuado. Una sencilla solución sería utilizar el nivel inicial de enmascaramiento especificado en el protocolo o un nivel 30 dB por encima del umbral óseo sin enmascaramiento, el que fuera mayor. Además hay otra ventaja en usar un nivel mínimo inicial de enmascaramiento a no menos de 30 dB por encima del umbral óseo sin enmascaramiento, incluso en las frecuencias más altas, cuando el efecto oclusión no es un problema. El mayor nivel inicial de enmascaramiento reducirá el tiempo de exploración.

Si se utiliza un factor de corrección de 30 dB en los 250 dB como recomienda Yacullo, la solución será utilizar un nivel inicial de enmascaramiento 40 dB mayor que el umbral óseo sin enmascaramiento, aunque podríamos incrementar la posibilidad de sobreenmascaramiento. Si el método de enmascaramiento utilizado especifica un valor mayor, se recomienda utilizar ese valor.

Protocolo recomendado en el método optimizado

En todas las situaciones con auriculares supra-aurales o de inserción, cuando se miden los umbrales en el peor oído:

- Si los umbrales aéreos sin enmascaramiento difieren más de 20 dB, entonces utilizar el método optimizado.
- Si la diferencia en los umbrales de la vía aérea es de 20 dB o menos, entonces hay dos opciones:
 - a. Usar el método de plateau con incrementos del enmascaramiento de 5 en 5 dB.
 - b. Usar inicialmente el método de plateau con incrementos de enmascaramiento de 10 dB. Si no se detecta el plateau o el rango adecuado de enmascaramiento, entonces repetir el test con incrementos de 5 dB.
- Cuando se miden los umbrales de la vía ósea, siempre usar un nivel inicial de enmascaramiento por lo menos 30 dB superior que el umbral óseo sin enmascaramiento. Si el método de enmascaramiento utilizado especifica un nivel mayor, usarlo. Esta estrategia automáticamente compensa el efecto de oclusión cuando la corrección es hasta de 20 dB.

Cuando se testa el mejor oído (esto raramente ocurre con la búsqueda de los umbrales de la vía aérea), usar el método de plateau con incrementos de 5 dB en los niveles de enmascaramiento.

Los umbrales pueden ser establecidos usando el tradicional arriba-abajo o con el procedimiento de un solo tono para reducir el tiempo de la prueba.

Intentar evitar niveles altos de enmascaramiento, ocasionalmente el método optimizado requiere usar incrementos elevados de enmascaramiento y esos incrementos pueden producir niveles de enmascaramiento superiores a 80 dB HL. Cuando esto ocurre hay que considerar el uso de menores incrementos en los niveles de enmascaramiento para identificar el plateau (incrementando el nivel de enmascaramiento en 5 o 10 dB).

3.2. Enmascaramiento por vía ósea

3.2.1. Test de Rainville

En los casos de hipoacusia de transmisión bilateral un método indirecto para estimar los umbrales de la vía ósea fue desarrollado por Rainville en 1955, calculándolos enmascarando con un vibrador un sonido presentado por vía aérea. La cantidad de energía que llega a la cóclea cuando existe una hipoacusia de conducción es menor que cuando la hipoacusia es neurosensorial si a ambos se les presenta un sonido de igual intensidad con los auriculares, por lo que la cantidad de energía necesaria en la cóclea para enmascararlo es menor en la hipoacusia de transmisión que en la neurosensorial.

Los pasos del test de Rainville son:

- a. Colocar auricular y vibrador en el oído testado sin ocuparse del opuesto.
- b. Por vía aérea se envía la frecuencia testada en sonido pulsado en el umbral de este oído (a veces es necesario efectuarlo a 5 dB por encima del umbral verdadero).
- c. Por vía ósea, se envía el sonido de enmascaramiento a una intensidad débil de tal forma que no enmascare al umbral aéreo simultáneamente continuado.
- d. Progresivamente, se aumenta la intensidad del sonido de enmascaramiento óseo de 5 en 5 dB hasta la desaparición, por parte del paciente, de la audición del sonido pulsado aéreo.
- e. Se anota el resultado en dB del sonido enmascarante óseo mínimo (evidentemente menos los 5 dB eventualmente añadidos al umbral aéreo del sonido puro pulsado). El umbral óseo verdadero será igual a la cifra del ensordecimiento obtenida menos el valor de máscara característica del aparato para la frecuencia estudiada. Si no se puede obtener la desaparición del sonido pulsado aéreo, es que éste era fantasma y de hecho contra lateral [Portmann1979].

En el test de Rainville no se toma en consideración la cantidad de presión o la colocación del vibrador óseo, ni el efecto oclusión, que se maximiza en esta prueba, precisa de un ruido generado por el vibrador que enmascare el presentado por vía aérea, por lo que la intensidad de este sonido ha de ser muy alta, y en ocasiones no es alcanzable debido a las limitaciones del audiómetro [Donohoo1972].

3.2.2. M-R test (Modified Rainville test)

Lightfoot [Lightfoot1960] propuso una simplificación del método de test de Rainville que mantiene su ventaja de no necesitar la contra lateralización de la señal de prueba o el uso de enmascaramiento cruzado que requiere el método tradicional del cálculo de la conducción ósea. El protocolo que se sigue en este método se describe a continuación:

- a. Buscar en pacientes sanos los umbrales de la vía aérea.
- b. Con el vibrador colocado en la frente del paciente generar con él un ruido que enmascare al presentado por vía aérea al nivel de su umbral.
- c. Calcular la media de la intensidad requerida para enmascarar los sonidos presentados por vía aérea.
- d. Aplicar el mismo proceso a los pacientes y la diferencia de intensidad del ruido necesario para enmascararlo será la diferencia de los umbrales de la vía ósea.

Lightfoot destacó varias ventajas del M-R test sobre el test original de Rainville:

- a. La lateralización al oído no testado era casi imposible.
- b. Se podía realizar una estandarización fácilmente en una habitación tranquila y unos cuantos individuos.
- c. Este test era más fácil de realizar que los previos.
- d. Se podía testar el peor o el mejor oído primero.
- e. Las preguntas al paciente eran más fáciles.
- f. Las instrucciones al paciente no eran tan complejas como para crear confusión.
- g. La instrumentación requerida en el M-R Test no era complicada ni elaborada.
- h. No se necesitaba combinar el ruido enmascarante y el tono por el mismo canal de sonido del audiómetro.

Se utilizó un ruido enmascarante de banda estrecha y un vibrador capaz de conducir un ruido enmascarante de 4 voltios RMS (Root Mean Square).

Este método necesita el mismo equipamiento que el test de Rainville, pero es más sencillo de utilizar porque no necesita combinar señales tonales con ruido y se basa en la suposición de que el proceso de enmascaramiento en los oídos con patología y en los sanos funciona de manera similar.

Este test tiene también algunos inconvenientes como el efecto oclusión y el no considerar el efecto de la presión ejercida sobre el vibrador y su emplazamiento [Donohoo1972].

3.2.3. SAL test (Sensorineural Acuity Level)

Jerger y Tillman en 1960, desarrollaron el “sensorineural acuity level test” o SAL test, que no se usa de forma rutinaria pero puede ser útil en pacientes con severa hipoacusia de conducción bilateral. Este test nos indica que si no hay una alteración en la conducción, el sonido presentado por vía aérea no

necesita grandes incrementos mucho para seguir oyéndolo al aplicar enmascaramiento (shift pequeño), y si está alterada la conducción el sonido que se presenta en silencio necesita aumentar más para que aparezca de nuevo al enmascarse (shift elevado). [Hall2005].

El SAL test es similar al test de Rainville en que la pérdida de audición neurosensorial se determina por el grado en el que la conducción del sonido por vía aérea era enmascarado por un ruido presentado directamente en la cóclea por conducción ósea.

La explicación fundamental del SAL test es que el aumento de los umbrales producido por un determinado ruido enmascarante es inversamente proporcional al grado de hipoacusia neurosensorial. Al igual que Lightfoot parte de la teoría de que el ruido enmascarante actúa de igual forma en oídos sanos que en oídos patológicos [Donohoo1972].

El procedimiento del test de SAL incluye la colocación de una banda en la cabeza que sujeta un vibrador óseo en la frente, aproximadamente una pulgada por encima de las cejas.

El SAL test es una variante del Rainville en la que en vez de variar el enmascaramiento se varía la intensidad de la vía aérea, e igualmente considera que el enmascaramiento del sonido actúa de forma similar en los pacientes sanos y patológicos.

El procedimiento del test de SAL sigue los siguientes pasos:

- a. Reunir a 10 personas normo oyentes.
- b. Determinar los umbrales de la vía aérea en ambos oídos en silencio para 500, 1 000, 2 000 y 4 000 Hz.
- c. Determinar de nuevo los umbrales con un ruido enmascarante presentado por vía ósea con el vibrador colocado en la frente hasta el máximo de intensidad de que disponga el audiómetro.
- d. Calcular la media del aumento de los umbrales o shift de la vía aérea entre los calculados en silencio y los calculados con enmascaramiento.
- e. Con los pacientes hacer el mismo protocolo y calcular el aumento de cada umbral para cada frecuencia en ambos oídos.
- f. Restar el aumento de cada umbral con el calculado con la media de personas normo oyentes y esa diferencia será la diferencia entre la vía aérea y ósea del paciente o GAP.

Estos métodos precisan de un audiómetro que permita realizar un enmascaramiento por vía ósea con bastante intensidad y que la vía aérea no se lateralice al oído no testado, además precisan de una estandarización de los shifts obtenidos al aplicar simultáneamente ruido enmascarante [Gelfand2009].

Esta estandarización se realizó aplicando un ruido termal (similar al blanco) de banda ancha con una señal de 2 voltios RMS. Esta señal producía un incremento del shift de aproximadamente 50 dB en el rango de una octava

desde 1 000 a 4 000 Hz. La media de los shifts obtenidos se detalla en la figura 9.

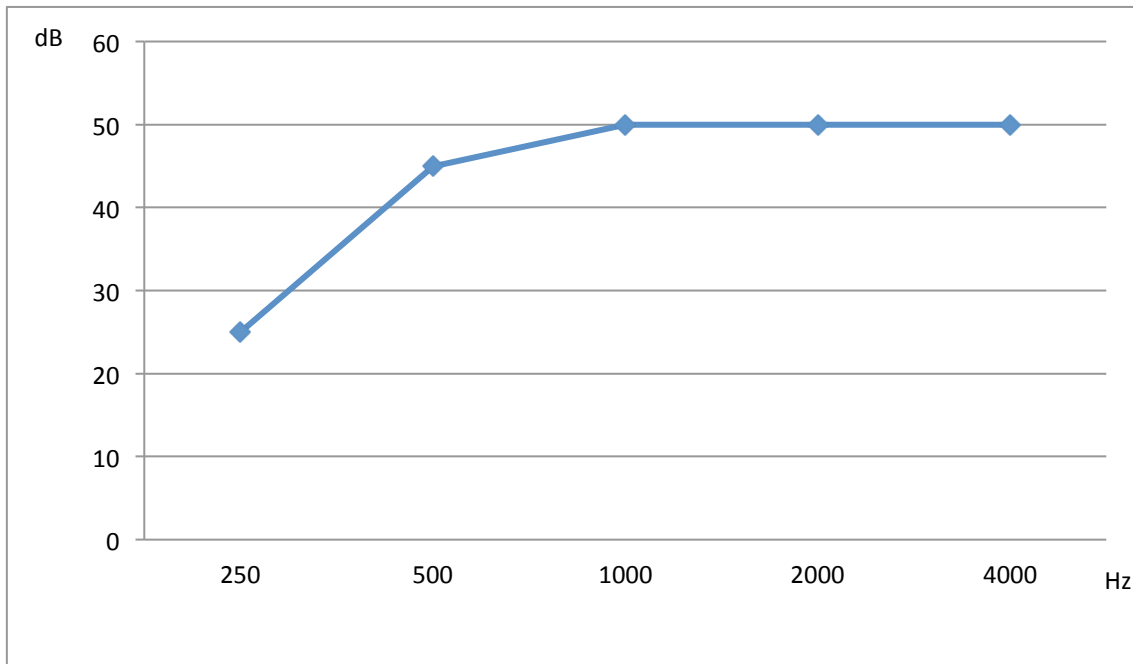


Figura 9. Shifts obtenidos mediante la aplicación de un ruido termal de banda ancha con un vibrador y una señal de 2 voltios RMS en pacientes sanos según la frecuencia enmascarada expresada en Hz en el eje de abscisas.

Franco et al en 2009 realizaron una modificación en el test de Rainville y en el SAL test, compararon las modificaciones del umbral con y sin ruido en el mejor oído del paciente en vez de en un grupo de pacientes sanos. Gracias a que este oído tiene unos umbrales conocidos, podemos saber qué energía se precisa para enmascarar un sonido presentado por vía ósea en el oído mejor (como en el test de Rainville) o que deterioro sufre su umbral óseo si le aplicamos un ruido enmascarante con una intensidad fija (como en el SAL test), de forma más precisa que con la media de la modificación de los umbrales en pacientes sanos

Esta modificación no precisa de una estandarización de la prueba, partiendo de la teoría de que las modificaciones en el umbral óseo en los oídos de un mismo paciente se afectan igualmente con un vibrador colocado en la frente del paciente si ambos tuvieran el mismo umbral, y las diferencias en estas modificaciones se deben exclusivamente a la diferencia de umbrales en la vía ósea.

Si aplicamos la modificación de Franco en el test de Rainville para el cálculo del umbral del peor oído o oído desconocido (*OD*) habría que conocer la mínima intensidad enmascarante para el oído conocido (*MOC*) y para el desconocido (*MOD*). El cálculo del umbral del peor oído resultaría de la ecuación:

$$OD = OC + MOD - MOC$$

Franco et al también sugieren la modificación del SAL test, en el cual primero se miden los umbrales de la vía aérea en el mejor oído (AC) y en el peor oído (AD), y se vuelven a medir con un ruido enmascarante muy intenso el umbral en el mejor oído (AMC) y en el peor (AMD). Como conocemos el umbral de la vía ósea en el mejor oído, el cálculo del umbral de la vía ósea en el peor oído resultaría de aplicar la siguiente ecuación:

$$OD = OC + (AMC - AC) - (AMD - AD)$$

Si al aplicar el ruido enmascarante no se consigue deteriorar el umbral en uno de los oídos se podría asignar a éste un umbral indeterminado, pero superior al que resulta de la siguiente ecuación:

$$OD \geq OC + (AMC - AC)$$

Si no se consigue deteriorar el umbral en ambos oídos igualmente se consideraría peor en el desconocido pero indeterminado. Si ambos oídos sufren el mismo deterioro en los umbrales de la vía aérea, no necesitaríamos aplicar ninguna ecuación ya que ambos umbrales serían iguales [Franco2009].

Actualmente el enmascaramiento es el método usual para cancelar el oído no testado en la audiometría tonal, pero es el origen de frecuentes errores, tomando el umbral del oído no testado cuando el enmascaramiento es insuficiente o sobreenmascarándolo, afectando los umbrales del oído testado debido a la conducción del sonido a través de la base del cráneo [Portmann1979].

3.3. Cancelación

Este método no es de uso habitual en la práctica clínica por la dificultad en la obtención de la total cancelación de sonidos aplicados por vía aérea y ósea ya que ha de coincidir la intensidad de ambos y que ambos sonidos se encuentren con la fase invertida en la cóclea a estudiar. Además mínimos desplazamientos del vibrador alteran mucho dichos parámetros dificultando la prueba, y precisan de enmascaramiento en el oído no testado, por lo que no supone una mejora en el tiempo de realización de la prueba. La complicada metodología y equipamientos necesarios para su realización dificultan su aplicación en la práctica clínica.

Esta prueba tiene interés en el ámbito de la investigación, y se ha utilizado para investigar las diferencias entre la percepción sonora por vía aérea y ósea.

3.4. Batimiento

En 1948 Hakon Jørgensen investigó la posibilidad de usar el fenómeno del batimiento en la audiometría tonal liminar y observó la posibilidad de calcular el umbral de la vía ósea conociendo el de la vía aérea, buscando el punto de mayor intensidad del batimiento con un tono presentado por vía aérea a nivel del umbral con un audiómetro y con otro audiómetro otro óseo con 3 Hz de

diferencia y una intensidad variable. Diseñó 3 métodos para el cálculo del umbral de la vía ósea:

- a. Buscar el punto de mayor batimiento al presentar simultáneamente un sonido por vía aérea a nivel del umbral aéreo de ese oído y otro por vía ósea batientes entre sí.
- b. Buscar el punto de mayor batimiento con el tono presentado por vía aérea a 20 dB por encima de su umbral (que facilita identificar el punto de mayor batimiento).
- c. Poner en el oído testado un sonido con 5 dB por debajo del umbral de éste buscando la intensidad mínima con la que el vibrador genera batimientos (teóricamente no hay batimientos si ambos sonidos están por debajo del umbral).

Jørgensen encontró que sonidos presentados por vía aérea 5 dB por encima del umbral permitían que sonidos presentados por vía ósea 15 dB por debajo de su umbral produjeran batimientos. Los límites inferior y superior de los batimientos se hallaron separados de forma simétrica a la línea donde los batimientos eran más audibles y este rango era mayor a mayores intensidades sobre todo en altas frecuencias. En las pruebas que realizó el aumento del umbral de la vía aérea se seguía de un aumento de la ósea.

Jørgensen también experimentó la aparición del batimiento mediante dos sonidos aplicados ambos por vía ósea, sin realizar más investigaciones al respecto. Cuando el paciente no sufría ningún problema auditivo este método lo catalogó como muy preciso, pero finalmente describió este método como poco útil en la práctica clínica debido al tiempo necesario para su realización, siendo útil solo en algunas situaciones especiales, y no realizable en pacientes con hipoacusia neurosensorial unilateral [Jørgensen1948].

En 1955 Suzuki e Ichikawa utilizaron el batimiento en la audiometría tonal liminar con unos auriculares diseñados por Ohono y Kawai que no provocan efecto oclusión.

Al realizar la audiometría sin ocluir el oído no testado no se produce el fenómeno de falso Bing de Fournier. Calcularon los umbrales presentando un sonido por vía aérea con 5 dB menos que el umbral aéreo del oído testado y calcularon el umbral óseo con la intensidad en la que comienza a aparecer el batimiento al incrementar la intensidad del sonido presentado por vía ósea. En los casos de hipoacusia de transmisión unilateral observaron que era preferible usar el enmascaramiento cuando el oído a enmascarar no tenía hipoacusia de transmisión, usando el batimiento si había dificultades en el enmascaramiento [Suzuki1955].

Posteriormente estos autores realizaron la medición del umbral de la vía ósea mediante la aplicación del sonido presentado por vía aérea a 5 dB por encima del umbral y observaron que los batimientos aparecían cuando el otro sonido estaba entre 5 y 20 dB por debajo del umbral óseo, según el oído testado, pero esta cifra permanece idéntica en cada oído. Observaron que el reconocimiento de los batimientos era muy fácil, incluso si el oído no testado tenía mejor

umbral óseo. Observaron que cuando el oído no tenía una hipoacusia severa las mediciones eran bastante precisas, pero cuando había hipoacusia de transmisión o neurosensorial severas preferían utilizar el enmascaramiento, dejando el batimiento para cuando no era posible enmascarar [Suzuki1956].



II. OBJETIVOS

En esta tesis se propone validar 4 hipótesis:

1. La validación del batimiento en el cálculo los umbrales de la vía ósea en la audiometría tonal liminar en relación con los conocimientos teóricos actuales de acústica y psicoacústica.
2. Realizar pruebas de audiometría por batimiento en casos de pacientes sanos y pacientes con hipoacusia, comprobando el efecto de oclusión al realizar la prueba para la corrección de los resultados, tomando la medida del punto con mayor intensidad del vibrador con la que aparece el batimiento como referencia para su cálculo aplicando un factor de corrección.
3. La demostración de la generación de batimientos unilaterales con dos vibradores según las intensidades generadas en cada uno de ellos, posibilitando la medición de los umbrales de cada oído de forma independiente utilizando el efecto de la atenuación transcraneal del sonido en casos en los que la vía aérea no sea practicable.
4. Diseñar pruebas audiométricas para el cálculo de los umbrales en hipoacusias severas así como sistemas de verificación de resultados en el batimiento o en el enmascaramiento así como métodos de comprobación de la lateralización de la vía aérea al oído contra lateral.

III. MATERIAL Y MÉTODOS

1. Material

1.1. Población y características de la muestra

Esta investigación la hemos llevado a cabo en individuos voluntarios de ambos sexos (26 mujeres y 19 varones), con edades comprendidas entre 18 y 50 años, en el Servicio de Otorrinolaringología del Hospital Regional Universitario de Málaga.

Todas las personas incluidas en el estudio firmaron un consentimiento informado autorizando la realización de la audiometría con sonidos batientes. Se utilizaron 3 grupos de pacientes:

a) Pacientes sanos: Seleccionamos a 25 pacientes que cumplieran los siguientes requisitos generales para ser incluidos en la muestra:

- Otoscopia normal sin ningún antecedente de patología auditiva.
- Audiometría tonal liminar: Umbrales auditivos < 25 dB HL en las frecuencias 250, 500, 1 000, 2 000, 3 000 y 4 000 Hz.

b) Pacientes con hipoacusia de transmisión unilateral: Elegimos a 10 pacientes con que cumplieran los siguientes requisitos:

- Audiometría tonal liminar: El GAP medio en el oído patológico de al menos 15 dB en las frecuencias de 250, 500, 1 000, 2 000, 3 000 y 4 000 Hz.
- Padecer una otitis media aguda o una otitis media seromucosa.

a) Pacientes con hipoacusia neurosensorial bilateral: Se seleccionaron 10 pacientes que cumplieran los siguientes requisitos para ser incluidos en la muestra:

- Otoscopia normal.
- Audiometría tonal liminar: Umbral medio en 250, 500, 1 000, 2 000, 3 000 y 4 000 Hz de al menos 25 dB.

Solo se incluyeron pacientes sanos, hipoacusias leves y medias. Se excluyeron en todos los grupos a los pacientes con mayor grado de hipoacusia (> 50 dB) y pacientes con lateralización de la vía aérea al oído contra lateral para poder comparar la distancia de la mínima y la máxima intensidades en las que aparece el batimiento respecto al umbral calculado con el enmascaramiento sin el error que puede generar la transmisión transcraneal del sonido. Se evitaron los pacientes pediátricos y de avanzada edad para una mejor comprensión del test.

Realizamos la prueba en el mejor oído, si realizáramos la prueba en el oído con peor vía ósea, al presentar un sonido audible por éste pero no por el no testado

y simultáneamente por vía ósea otro de diferente frecuencia audible por el no testado, es posible generar en el paciente pulsos binaurales si la diferencia de frecuencia es mayor de 5 Hz o una sensación de movimiento de la fuente sonora en la cabeza si la diferencia de frecuencia es menor, que erróneamente se identifique como un batimiento.

Si el paciente tiene además una hipoacusia neurosensorial o una hipoacusia de transmisión que se aproximen a la atenuación interaural de la vía aérea para esa frecuencia, el sonido generado por el auricular puede transmitirse al oído no testado y, aunque no sea audible en él, interfiera con el presentado por vía ósea cuando éste llegue a ser audible en el oído no testado debido a que los batimientos ocurren incluso cuando uno de los sonidos está por debajo de su umbral. Esta situación se puede dar con más facilidad si el paciente aunque no tenga lateralizada la vía aérea al oído no testado sí lo oiga en él, situación que ocurre cuando el sonido presentado por vía aérea está por encima de su umbral real y oye el auricular por los dos oídos, aunque lo oiga mejor en el oído testado. Si se realiza la prueba ocluyendo el oído no testado el efecto oclusión permite oír mejor estos sonidos lateralizados y generar más errores.

1.2. Sistema de registro

Los registros se realizaron en una cabina aislada acústicamente (figura 10), con un audiómetro modelo B311 SA de la marca Beltone (figura 11), con unos auriculares modelo TDH49 y dos vibradores modelo RADIOEAR B-71 (figura 12). Además se utilizó como fuente generadora de sonido un ordenador (PC Intel Pentium con Windows 98 como sistema operativo) y mediante un software de uso libre se generaron sonidos de forma continua o modulada (MPTM versión 3, disponible en "<http://e-cat.nm.ru/sinegen>") (figura 13). También se utilizó un altavoz (utilizado en audiometría de campo libre) conectado al ordenador.



Figura 10. Cabina aislada acústicamente.

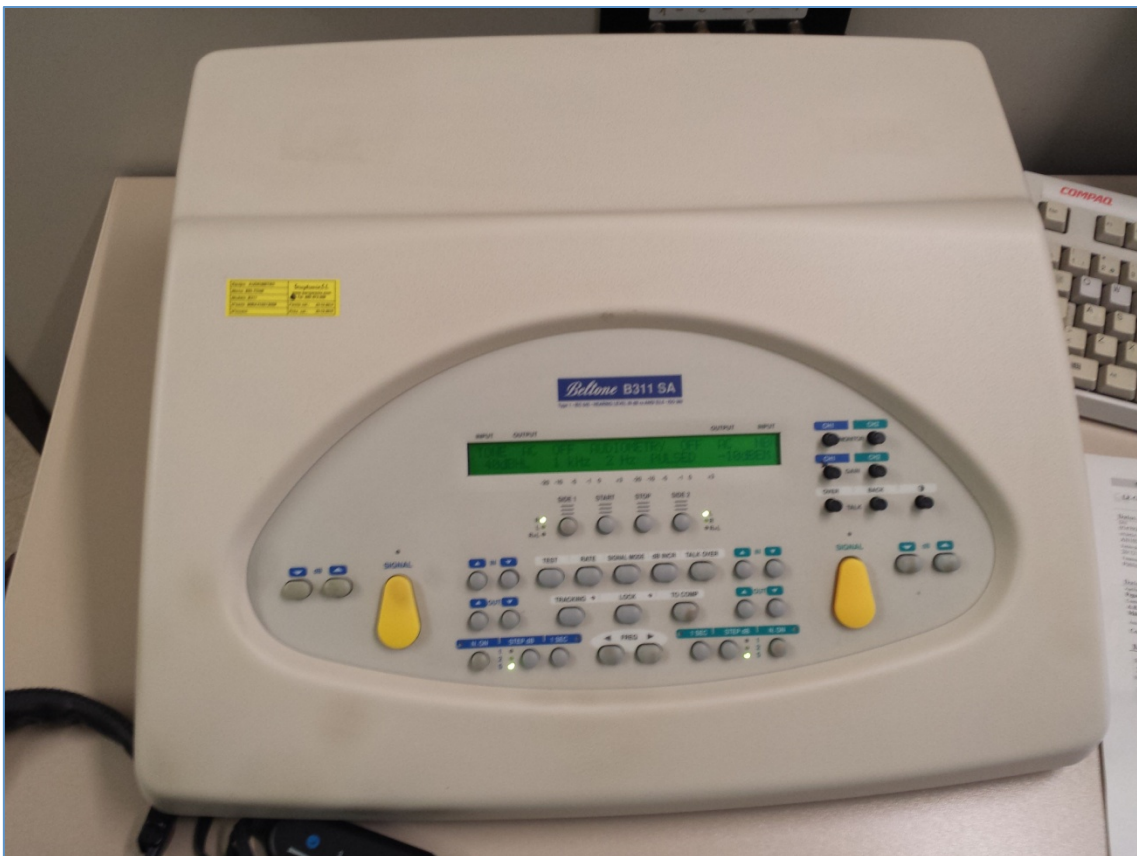


Figura 11. Audiómetro modelo B311 SA de la marca Beltone.



Figura 12. Auriculares modelo TDH49 vibrador modelo RADIOEAR B-71.

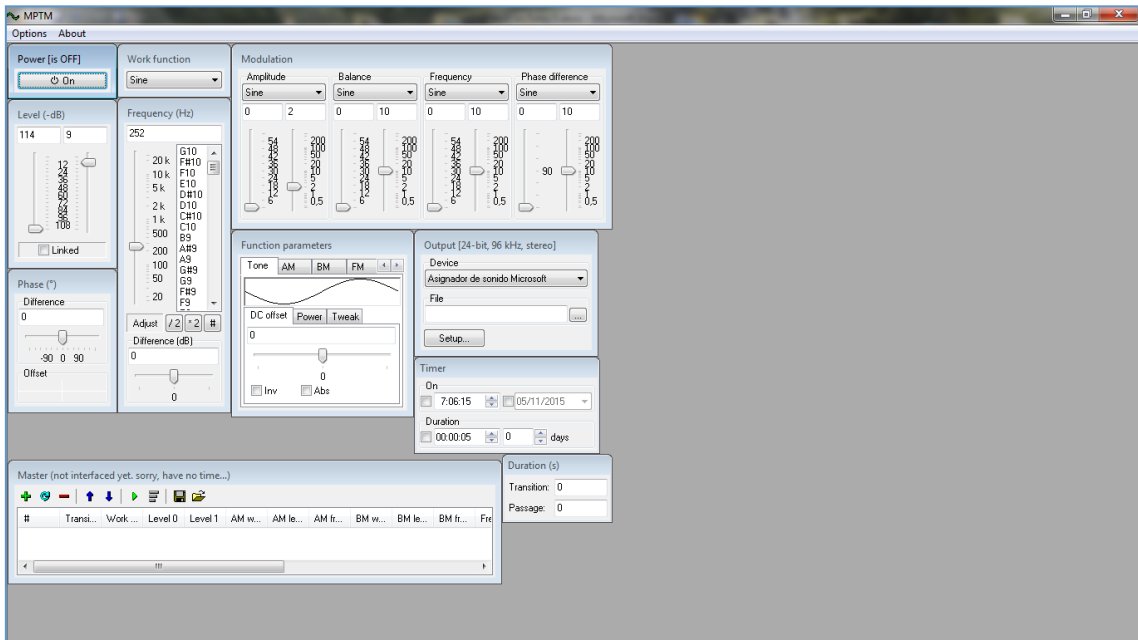


Figura 13. Captura de pantalla del Software generador de sonidos MPTM versión 3, de izquierda a derecha se ajusta la intensidad de cada canal, la frecuencia, la modulación de la intensidad y su frecuencia de modulación.

El software utilizado genera tonos puros en la tarjeta de sonido del ordenador que mediante un cable se conecta a uno de los auriculares sin que

conociéramos su intensidad real al no realizarse calibraciones de éstos, para que tras la publicación de esta tesis cualquier persona pueda realizar el test sin necesidad de costosos medios técnicos. También se conectaron dos vibradores al ordenador, pero solo se precisaba generar dos sonidos con 10 dB de diferencia, que sí podíamos controlar en el ordenador aunque sin conocer las intensidades reales de ambos. El tono fijo que presentamos por vía aérea era el generado por el ordenador, su intensidad la fijamos al nivel del umbral de la vía aérea del paciente, siendo el paciente quien nos indicaba a que intensidad fijarlo ya que no estaba calibrado.

1.3. Estudio estadístico

Se realizó un estudio estadístico descriptivo y otro comparativo de los resultados obtenidos.

2. Métodos realizados

2.1. Búsqueda del nivel inferior y superior de aparición del batimiento

A todos los voluntarios se les realizó el siguiente protocolo de estudio:

- a) Otoscopia.
- b) Audiometría tonal liminar buscando los umbrales de 5 en 5 dB de forma ascendente y utilizando el enmascaramiento con el método de Hood cuando era preciso, registrándose los umbrales en 250, 500, 1 000, 2 000, 3 000, 4 000 y 6 000 Hz.
- c) Se conectó el auricular del audiómetro a la tarjeta de sonido del ordenador. Se buscaron los umbrales de la vía aérea mediante la generación con el ordenador de un tono puro continuo con 3 Hz más de cada frecuencia estudiada en el oído con mejor vía ósea, en el grupo de hipoacusia de transmisión unilateral se buscaron en el oído patológico. Presentando el sonido generado por el ordenador con una intensidad fija, simultáneamente presentamos mediante un vibrador en la mastoides del oído estudiado (figura 14) un tono puro continuo generado por el audiómetro, incrementando progresivamente su intensidad, interrogando al paciente sobre si la intensidad percibida era fija o batiente, anotándose la mínima y la máxima intensidad de la vía ósea en la que aparece el batimiento. Como se puede observar en la figura 15, generamos un tono puro continuo mediante un auricular (área azul) y otro similar de 3 Hz de diferencia con un vibrador (área roja) apareciendo ambos a similares intensidades (área morada izquierda). En el oído testado debido al GAP (área verde) el presentado por vía aérea se percibe más débil. En el oído no testado ambos llegan a diferentes intensidades (el lado derecho del área morada grande es sobrepasada por la roja) debido a la atenuación interaural aérea y ósea, sin generarse batimiento debido a la diferencia de intensidades, se

percibe mejor el transmitido por el vibrador (área roja a la derecha de la figura).

- d) Cuando el paciente no entendía las indicaciones se le presentaba un sonido continuo y luego otro modulado generado por el ordenador modulado a 3 Hz (la frecuencia del batimiento esperado) para que lo reconociera. Cuando el paciente dudaba de si percibía o no el batimiento se aumentaba y disminuía la frecuencia del sonido generado por el ordenador en hasta 2 Hz más para acelerar y enlentecer los batidos y así identificarlo.

Se excluyeron los datos obtenidos de las frecuencias en las que la mínima intensidad de la vía ósea en la que aparecía el batimiento estaba en el límite inferior de la intensidad que genera el audiómetro (-10 dB).



Figura 14. Colocación de los auriculares y el vibrador para la audiometría tonal liminar con batimiento.

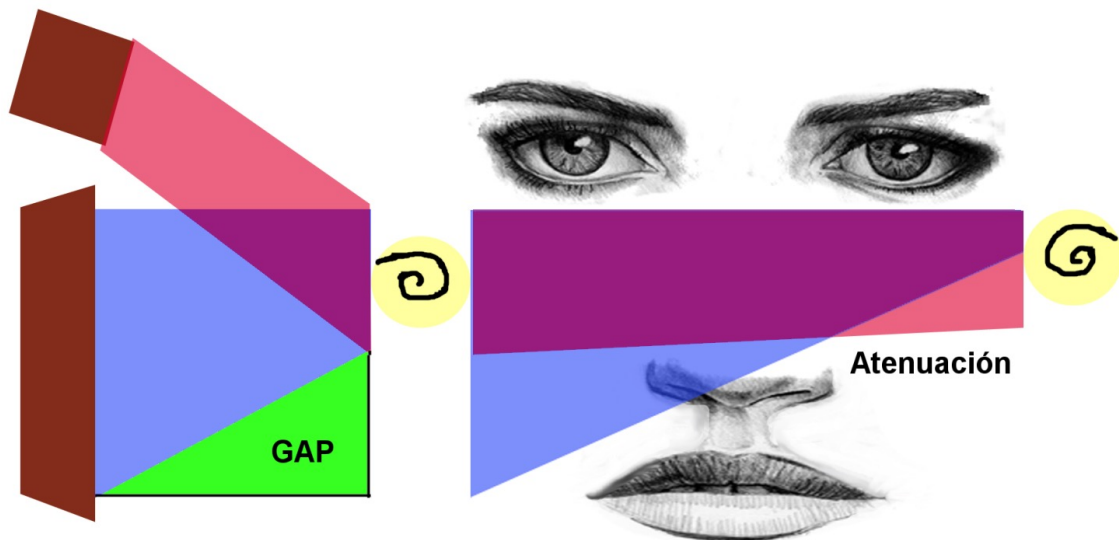


Figura 15. Esquema de generación del batimiento en el oído testado.

2.2. Medida del efecto oclusión

En 6 pacientes del grupo de los pacientes sanos evaluamos el efecto de oclusión realizando los pasos previos y luego repitiendo los pasos c, d y e con el ordenador conectado a un altavoz en vez de a el auricular. Corregimos los resultados de las mediciones realizadas con el batimiento con los resultados de la oclusión en el grupo de pacientes sanos y el de hipoacusia neurosensorial.

2.3. Generación de batimiento unilateral con 2 vibradores

En 5 pacientes del grupo de los pacientes sanos probamos la posibilidad de generar la percepción del batimiento solo en un oído mediante la aplicación del sonido exclusivamente por vía ósea con dos vibradores (figura 14), realizándose el siguiente protocolo:

- Ambos vibradores se conectaron al ordenador, uno al canal del lado derecho y el otro al izquierdo de la tarjeta de sonido, y en este caso los auriculares los conectamos al audiómetro, colocando al paciente cada vibrador en cada mastoides y los auriculares en ambos pabellones auditivos (figura 16).
- Generamos un tono puro continuo en el vibrador colocado en el mejor oído en las frecuencias de 250, 500, 1 000, 2 000, 3 000, 4 000 y 6 000 Hz hasta que era percibido por el paciente. Simultáneamente presentamos con el otro vibrador en la mastoides contra lateral un tono puro continuo de 3 Hz más de la frecuencia estudiada y con 10 dB de más intensidad. Para poder generar dos tonos puros diferentes por cada canal abrimos el programa MPTM dos veces y manejamos las dos ventanas simultáneamente (figura 17).
- Se interrogó a los pacientes sobre donde percibían el batimiento.
- Se presentó en cada auricular un ruido de banda estrecha de intensidad creciente que enmascare los tonos presentados por vía ósea pero no

afecte al umbral del oído contra lateral interrogándose al paciente si el tono puro permanecía batiente o se tornaba continuo.

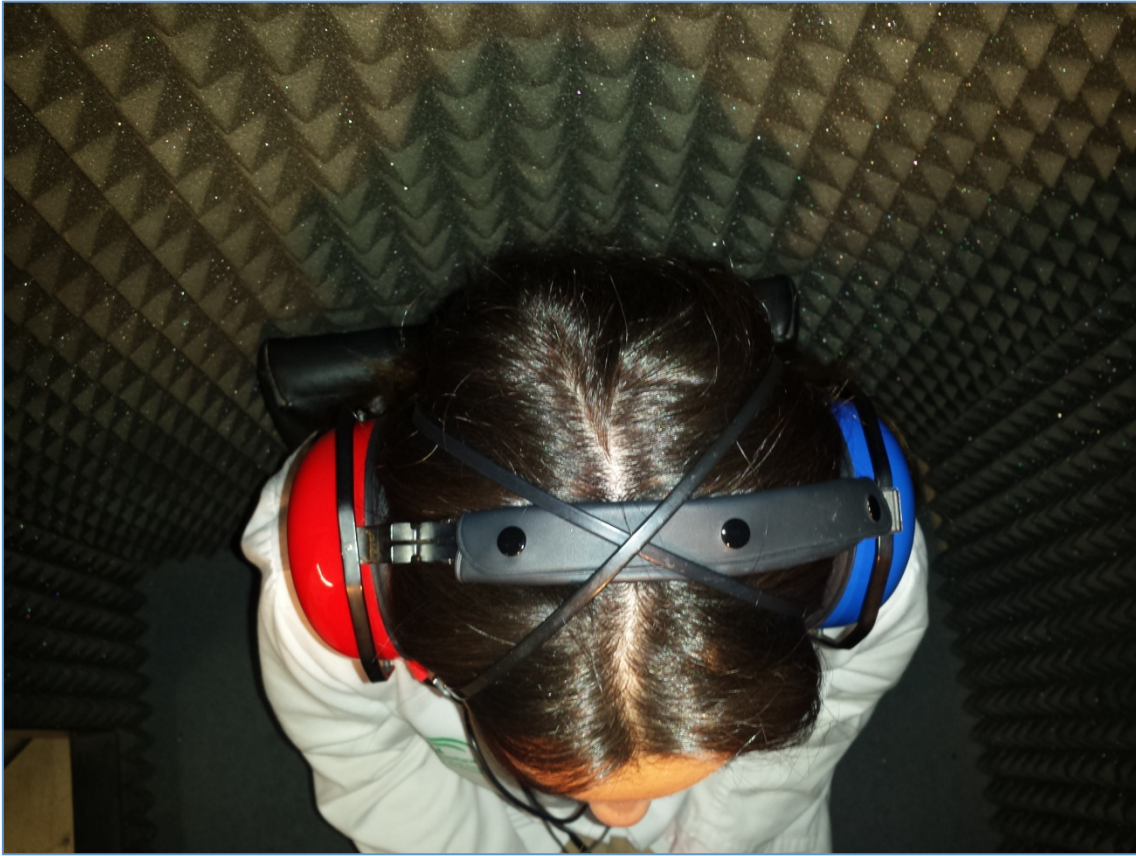


Figura 16. Colocación de los dos vibradores y los cascos simultáneamente.

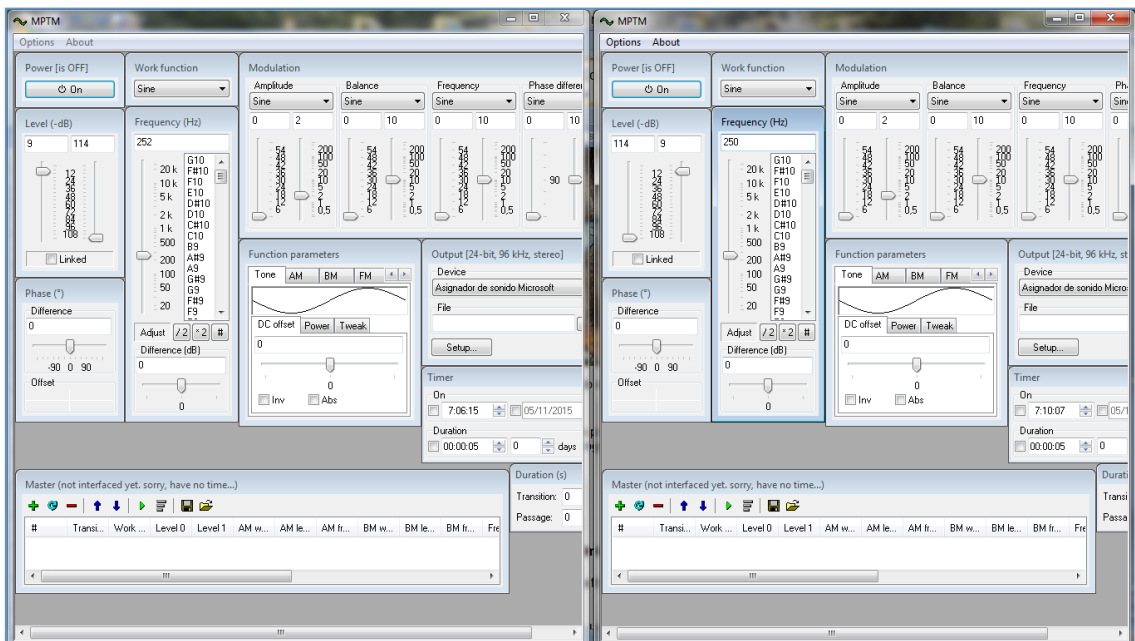


Figura 17. Generación de dos tonos puros por cada canal de la tarjeta de sonido usando simultáneamente el programa MPTM dos veces, generando cada programa un sonido diferente por cada canal de sonido.

3. Métodos propuestos

Interesa que se divulgue el método del batimiento con modificaciones para evitar los errores derivados del enmascaramiento. Proponemos una serie de métodos que pueden ayudar al cálculo de los umbrales en la audiometría tonal liminar así como validar resultados de éste o de los resultados de la audiometría con enmascaramiento.

3.1. Determinación del umbral de la vía ósea mediante el punto con mayor intensidad en el que aparezca el batimiento

Durante la prueba del batimiento entre el sonido presentado por vía aérea al nivel del umbral de ese oído y otro tono de 3 Hz de diferencia por vía ósea de intensidad variable, si la vía ósea es mejor en el oído testado, el oído no testado no oirá nada, pero si oye el sonido presentado por vía aérea porque se haya lateralizado y en el oído testado se haya presentado un sonido por encima del umbral de éste (vía aérea errónea) entonces en ambos oídos se oirá un tono fijo continuo (el presentado por vía aérea) que si lo sumamos con un tono de intensidad creciente por vía ósea se igualará en intensidad antes en el oído no testado generando batimiento en él.

Si buscamos el batimiento disminuyendo la intensidad del sonido presentado por el vibrador comenzando desde el umbral aéreo del oído testado o por encima de éste, al llegar la mayor intensidad sonora del auricular al oído testado, e igualmente la del vibrador, si buscamos de forma descendente el punto donde aparece el batimiento, éste aparecerá antes en el oído testado.

La atenuación interaural aérea es mayor que el mayor GAP que pueda tener el oído testado, por lo que ambos sonidos se igualan antes en intensidad en el oído testado si el presentado por vía ósea parte de una intensidad mayor al umbral aéreo y buscamos el batimiento disminuyendo su intensidad. En el caso de un oído cófónico podremos averiguar su existencia con una prueba de lateralización de la vía aérea, en este caso la previa medición del umbral de la vía aérea sería errónea.

Es recomendable no ocluir el oído no testado ya que esto aumenta su percepción del sonido en caso de pacientes sanos o con hipoacusia de percepción y además favorece el fenómeno del falso Bing de Fournier en el oído testado.

Opcionalmente podríamos aumentar de forma constante la percepción del batimiento sin aumentar la intensidad del sonido presentado por vía aérea como hacía Jørgensen, aplicando un ruido blanco en el que las frecuencias que se aproximan a la frecuencia explorada se anulen para no enmascararlo (con muesca o un stop band filter) que no modifique la percepción del sonido testado al no estar este ruido en el ancho de banda crítico para el tono testado pero que elimine los posibles armónicos generados en las frecuencias por debajo de 2 000 Hz (típicamente una octava por encima de la frecuencia explorada) y aumente la sensibilidad al batimiento, aumentando el rango durante el cual es percibido de forma que éste no se modifique cuando la vía

aérea sea errónea y elimine la posible percepción de pulsos binaurales entre tonos de diferente intensidad, pero dado que los rangos obtenidos (con uno de los tonos al nivel del umbral) son amplios no creemos que sea necesario.

Con 250 y 500 Hz podrían aparecer pulsos binaurales apareciendo la sensación de que el sonido se desplaza por la cabeza si el presentado por vía aérea solo se oyerá en el oído testado y el presentado por vía ósea solo se oyerá en el no testado cuando su umbral es mejor, dando un resultado erróneo, por lo que es preferible buscar el punto en el que el tono presentado por vía ósea deja de producir el batimiento cuando es de mayor intensidad, ya que en ese momento éste es el que se oye en los dos oídos (el sonido presentado por vía ósea enmascara al presentado por vía aérea en el oído testado).

Para evitar estos posibles errores se buscó una forma sencilla para realizar el cálculo del umbral de la vía ósea, basada en el punto donde hay batimiento entre un sonido presentado por el auricular con una intensidad a nivel del umbral de la vía aérea de ese oído con el sonido de mayor intensidad presentado por vía ósea, ya que esta medida está menos influenciada por la presencia de hipoacusia y aunque se distancie del umbral real, se corrigiera con un factor de corrección estándar que elimine este error.

Se propone la modificación de la búsqueda del umbral de la vía ósea mediante el batimiento con los siguientes pasos:

- a. Calcular el umbral aéreo de una determinada frecuencia, aplicando ruido enmascarante si es necesario.
- b. Fijar el sonido presentado para calcular el umbral aéreo a esa intensidad en modo continuo.
- c. Presentar por vía ósea un tono continuo de 3 Hz más que el testado a una intensidad de 10 dB por encima del umbral aéreo calculado, presentando ambos sonidos durante aproximadamente 3 segundos para evitar problemas derivados de la fatiga auditiva. El oído no testado se recomienda dejarlo descubierto.
- d. Si en ese momento aparece el batimiento podemos decir que el oído testado no tiene GAP y los umbrales de la vía ósea y aérea son similares. Si el audiómetro no puede generar la potencia necesaria para sobrepasar el umbral de la vía aérea, se presentará la mayor intensidad que pueda generar y si en ese punto aparece batimiento se puede afirmar de que el umbral óseo es al menos superior a esta medida.
- a. Si no aparece batimiento reducir la intensidad del sonido presentado por vía ósea hasta que el paciente perciba que el sonido continuo se cambie a batiente, determinándose el umbral al restarle 10 dB a la medida tomada. Podríamos aplicar una corrección en el umbral óseo ya que el GAP disminuye por el efecto oclusión y el efecto oclusión disminuye por el GAP, de tal forma que se aumente de forma progresiva el GAP cuando sea pequeño y en menor grado cuando sea mayor, corrigiéndose en un porcentaje o usar auriculares con menor efecto oclusión.
- e. Repetir el proceso en las demás frecuencias a estudiar.

Con este método no hay limitaciones por la aparición de lateralización de la vía aérea al oído no testado ni por la mejor vía ósea en ese oído ya que siguen llegando los sonidos presentados por vía aérea y por vía ósea con mayor intensidad al oído testado y por tanto el batimiento debe aparecer primero en él buscándolo al disminuir la intensidad del presentado por vía ósea.

Se puede realizar en el mejor oído o en el peor de igual forma. Incluso la mejor vía ósea en el oído no testado generaría una sensación de movimiento de la fuente sonora en la cabeza de un oído al otro al aparecer cancelaciones entre los batidos del oído testado que hacen más fácil reconocer el batimiento, pero no por un fenómeno psíquico sino físico.

3.1.1. Casos clínicos:

Presentamos varios ejemplos de aplicación del batimiento mediante la de sonidos batientes entre un tono de 1 000 Hz presentado por un auricular en el oído testado, representado en la columna tonos con una barra azul y otro de 1 003 Hz mediante un vibrador óseo en el oído testado representado en la columna tonos con una barra roja.

El oído testado (lado izquierdo de la figura) tiene un umbral representado en la columna umbral testado con una barra roja. El oído no testado tiene el umbral óseo representado en la columna umbral no testado con una barra roja).

El sonido del auricular (área azul de tonos) llega al oído testado atenuado por el GAP (barra azul en columna oído testado) y al no testado atenuado por la atenuación interaural aérea (barra azul en columna oído no testado).

El sonido presentado por el vibrador (barra roja de columna tonos) llega directamente al oído testado (barra roja en columna oído testado) y al oído no testado atenuado por la atenuación interaural ósea (barra roja en columna oído no testado).

En la columna oído testado y oído no testado aparece una barra verde indicando la diferencia entre la intensidad de ambos sonidos batientes en cada oído, si es mayor de 15 dB no debe de percibirse batimiento. La atenuación interaural aérea es de 60 dB y la ósea es de 10 dB en todos los casos.

Caso 1. Ejemplo paciente sano

En la figura 18 se aprecia la generación de sonidos batientes mediante un tono de 20 dB presentado por un auricular y otro de 1 003 Hz y 30 dB mediante un vibrador óseo en el oído testado. El oído testado (lado izquierdo de la figura) tiene un umbral óseo de 20 dB (umbral testado) y no tiene GAP. El oído no testado tiene el umbral óseo en 10 dB y percibe el presentado por vía ósea (área roja en oído no testado) tras la atenuación interaural ósea a 20 dB. El sonido del auricular llega a -40 dB de intensidad al oído no testado, por lo que no lo hemos representado. Solo se percibe el batimiento en el oído testado ya que la diferencia de ambos sonidos es de 10 dB, mientras que en el oído no testado la diferencia es de 60 dB por lo que no se percibe el batimiento en el oído no testado.

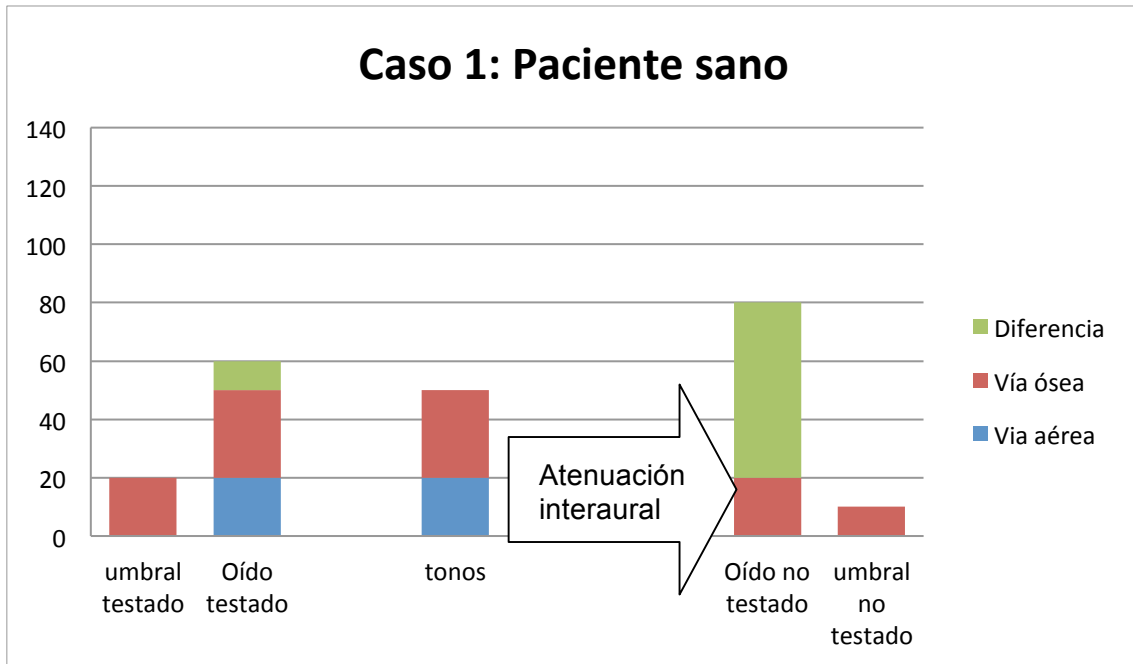


Figura 18.

Caso 2. Ejemplo hipoacusia mixta con 30 dB de GAP

En la figura 19 se aprecia la generación de sonidos batientes mediante un tono de 70 dB presentado por un auricular y otro de 1 003 Hz y 45 dB mediante un vibrador óseo en el oído testado a una intensidad por encima del umbral del oído testado.

El oído testado (lado izquierdo de la figura) tiene un umbral óseo de 40 dB (umbral testado) y el GAP es de 30 dB. El oído no testado tiene el umbral óseo de 30 dB y percibe el presentado por vía ósea (barra roja en oído no testado) tras la atenuación interaural ósea a 35 dB. El sonido del auricular llega a 10 dB de intensidad al oído no testado. Solo se percibe el batimiento en el oído testado ya que la diferencia de ambos sonidos es de 5 dB, mientras que en el oído no testado la diferencia es de 35 dB por lo que no se percibe el batimiento en el oído no testado. Se puede observar que con el vibrador con una intensidad por encima del umbral óseo del oído testado se producen batimientos sólo en ese oído.

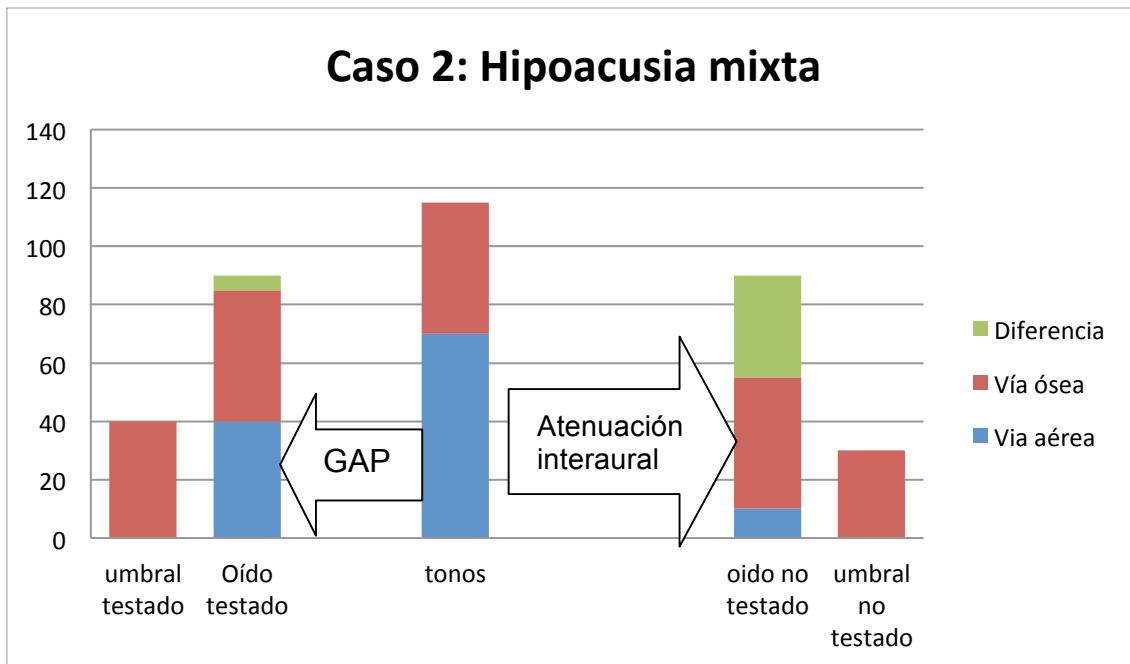


Figura 19. Generación de sonidos batientes en paciente con hipoacusia mixta, percibe batimiento en el oído testado, con 5 dB de diferencia entre los tonos batientes.

En la figura 20 aparece el mismo caso modificando la intensidad del vibrador por debajo del umbral del oído testado, a 15 dB. El sonido presentado por el auricular no genera batimiento en el oído testado al atenuarse con el GAP y sumarse al presentado por el vibrador habiendo 25 dB de diferencia, mientras en el oído no testado la diferencia de ambos sonidos es de 5 dB, por lo que el oído no testado percibirá el batimiento.

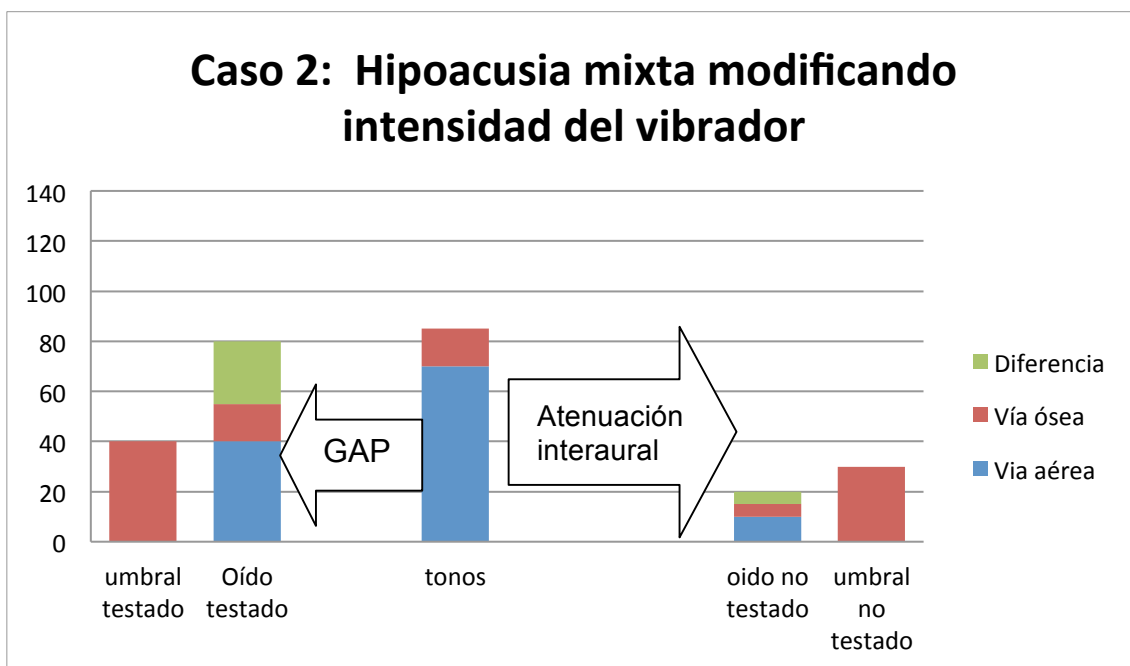


Figura 20. Modificación del vibrador a menor intensidad, apareciendo batimiento en el oído no testado.

Caso 3. Ejemplo hipoacusia de transmisión con 40 dB de GAP

En la figura 21 se aprecia la generación de sonidos batientes mediante un tono de 60 dB presentado por un auricular y otro de 1 003 Hz y 30 dB mediante un vibrador óseo en el oído testado a una intensidad por encima del umbral del oído testado.

El oído testado (lado izquierdo de la figura) tiene un umbral óseo de 20 dB (umbral testado) y el GAP es de 40 dB. El oído no testado tiene el umbral óseo de 10 dB y percibe el presentado por vía ósea (barra roja en oído no testado) tras la atenuación interaural ósea a 20 dB. El sonido del auricular llega a 0 dB de intensidad al oído no testado.

Solo se percibe el batimiento en el oído testado ya que la diferencia de ambos sonidos es de 10 dB, mientras que en el oído no testado la diferencia es de 20 dB por lo que no se percibe el batimiento en el oído no testado.

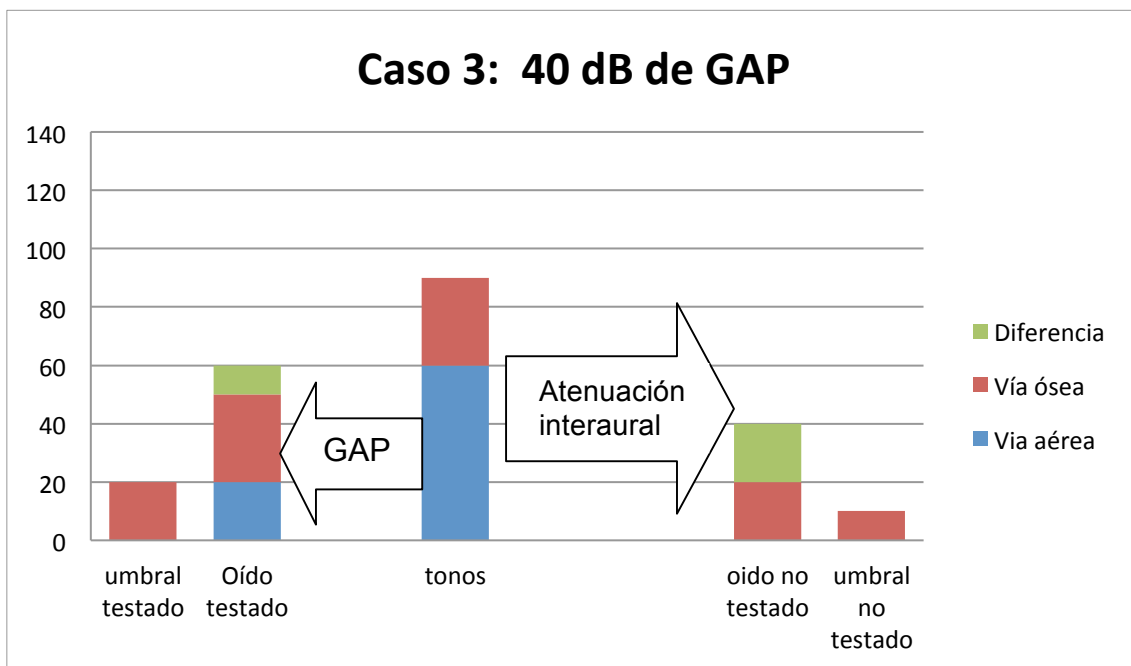


Figura 21. Generación de sonidos batientes en hipoacusia de transmisión en oído testado de 40 dB de GAP.

En la figura 22 aparece el mismo caso modificando la intensidad del vibrador por debajo del umbral del oído testado, a 15 dB.

El sonido presentado por el auricular no genera batimiento en el oído testado al atenuarse con el GAP y sumarse al presentado por el vibrador habiendo 15 dB de diferencia.

En el oído no testado el sonido generado por el vibrador llega a 5 dB y el generado por el auricular a 10 dB, por lo que solo hay 5 dB de diferencia y por tanto el oído no testado percibirá el batimiento.

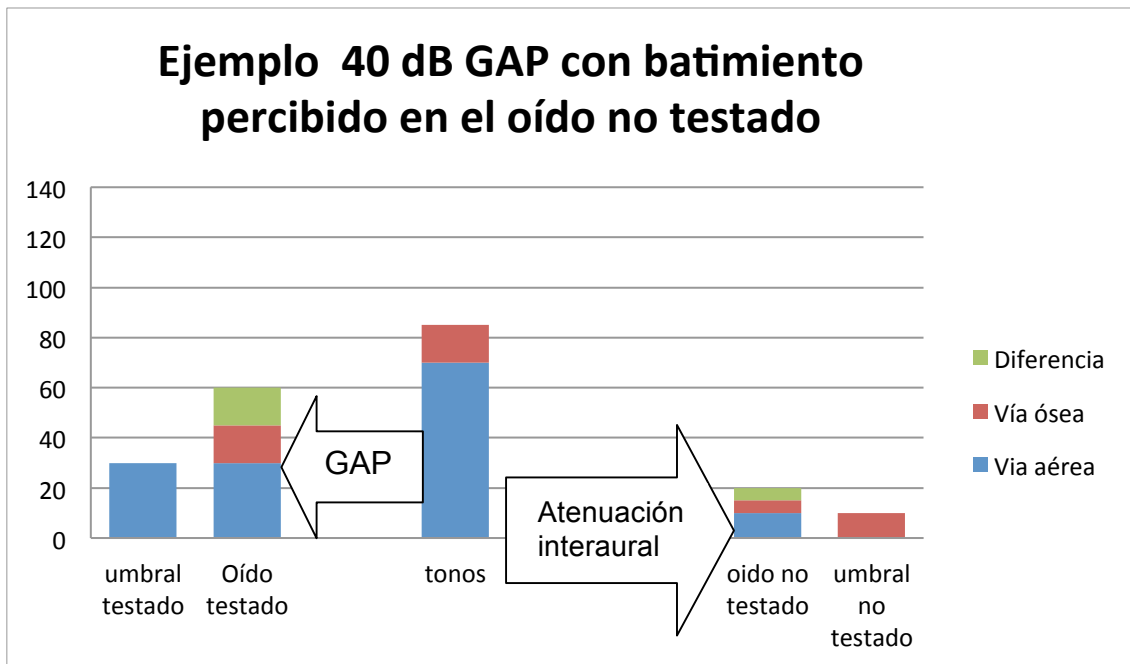


Figura 22. Modificación de la figura 23. Se reduce más la intensidad del tono presentado por vía ósea a 15 dB. Se percibe el batimiento en el oído no testado.

Caso 4. Hipoacusia neurosensorial unilateral

En la figura 23 se aprecia la generación de sonidos batientes mediante un tono de 70 dB presentado por un auricular y otro de 1 003 Hz y 70 dB mediante un vibrador óseo en el oído testado a una intensidad a nivel del umbral del oído testado.

El oído testado (lado izquierdo de la figura) tiene un umbral óseo de 70 dB (umbral testado) y no tiene GAP. El oído no testado tiene el umbral óseo de 10 dB y percibe el presentado por vía ósea (barra roja en columna oído no testado) tras la atenuación interaural ósea a 60 dB. El sonido del auricular llega a 10 dB de intensidad al oído no testado.

Solo se percibe el batimiento en el oído testado ya que la diferencia de ambos sonidos es de 0 dB, mientras que en el oído no testado la diferencia es de 50 dB por lo que no se percibe el batimiento en el oído no testado.

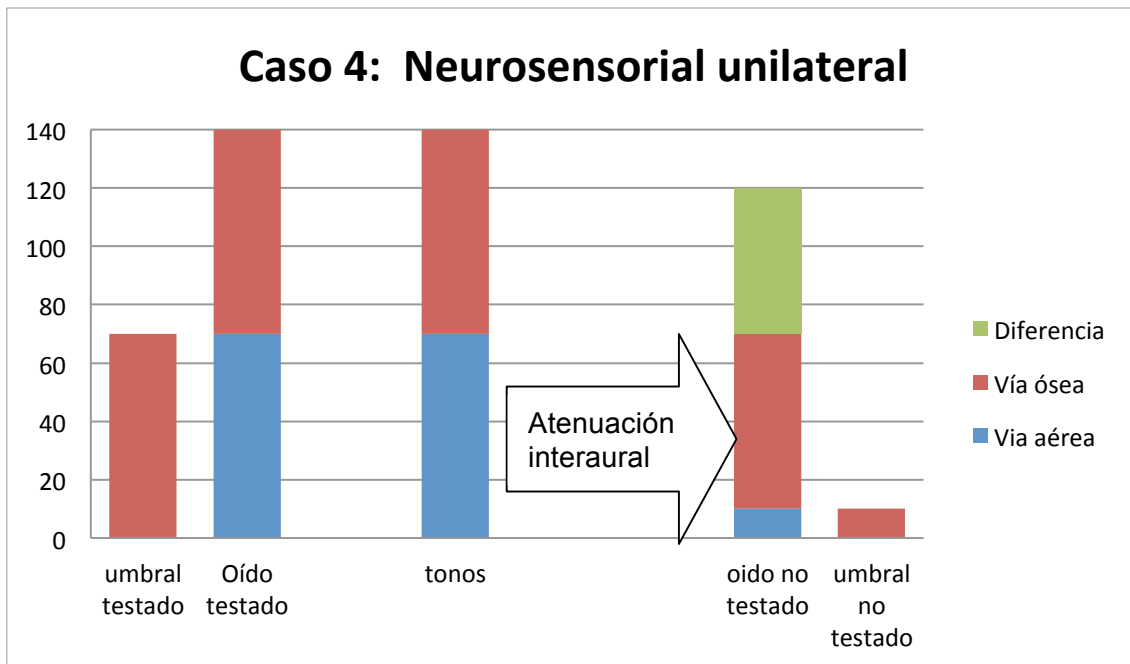


Figura 23. Generación de sonidos batientes en el oído testado con hipoacusia neurosensorial y vibrador a intensidad igual al umbral óseo.

En la figura 24 aparece el mismo caso modificando la intensidad del vibrador por debajo del umbral del oído testado, a 25 dB.

El sonido presentado por el auricular no genera batimiento en el oído testado al sumarse al presentado por el vibrador habiendo entre ambos 45 dB de diferencia.

En el oído no testado el sonido generado por el vibrador llega a 15 dB y el generado por el auricular a 10 dB, por lo que solo hay 5 dB de diferencia y por tanto el oído no testado percibirá el batimiento.

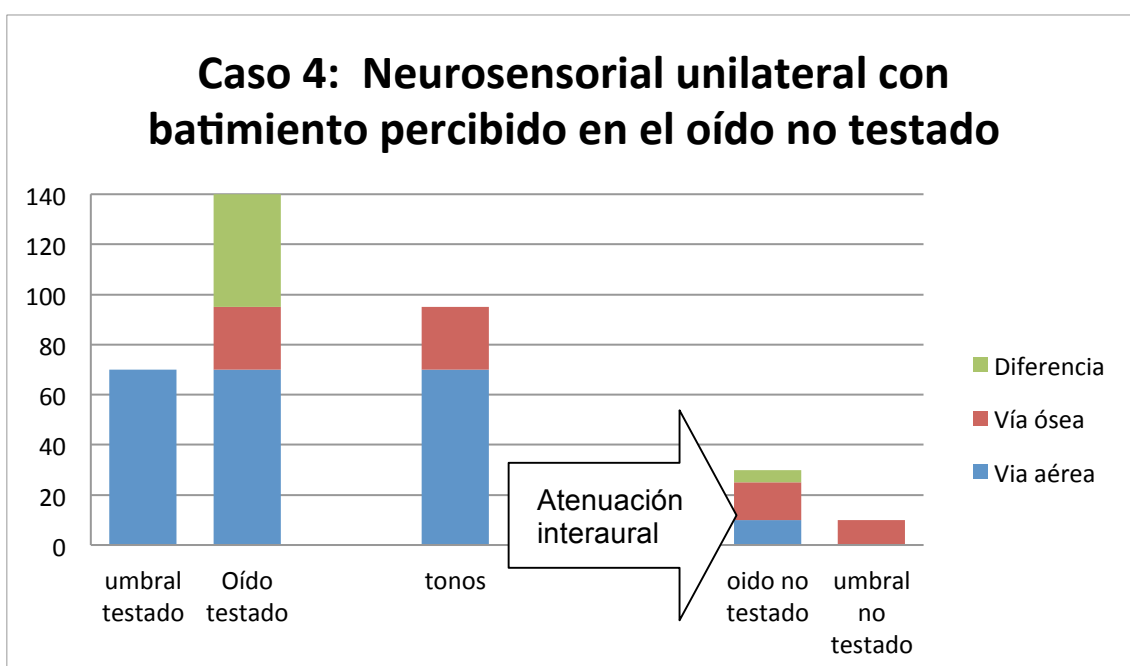


Figura 24. Modificación de la figura 26, el tono presentado por vía ósea ahora es de 25 dB. Solo se percibe el batimiento en el oído no testado.

3.2. Búsqueda del umbral óseo con las cancelaciones entre los batimientos

Otra forma de realizar la búsqueda de los umbrales de la vía ósea en el peor oído es aprovechar la aparición del fenómeno de cancelación que ocurre entre dos sonidos cuando el batimiento es más intenso, ya que cada sonido en unos momentos se intensifican 3 dB y en otros momentos se cancelan totalmente.

El procedimiento a seguir sería:

- a. Aplicando el sonido por el pabellón auricular y la mastoides del oído no testado, cuando se percibe el sonido generado por el auricular por el oído no testado presentaremos por vía ósea otro sonido hasta que se perciban los batimientos en el oído no testado claramente, presentando ambos sonidos durante aproximadamente 3 segundos para evitar problemas derivados de la fatiga auditiva..
- b. Subiremos la intensidad de ambos sonidos de forma simultánea hasta que el paciente oiga entre los batidos el sonido presentado por vía ósea transmitido transcranealmente al oído testado por lo que habremos llegado al umbral de la vía ósea del oído testado, en ese momento el paciente puede notar como el sonido va de un oído al otro durante la cancelación del sonido en el oído no testado, se puede facilitar bajando la frecuencia del batimiento.
- c. Aplicar una corrección de 10 dB al medir la vía ósea del oído testado ya que el vibrador está en el oído contra lateral.

Si el paciente sufre una severa hipoacusia de transmisión en el oído no testado puede que el sonido en ambos oídos sea batiente siempre y por tanto no se oiga durante las cancelaciones en el oído no testado, aunque puede aparecer ya que el momento en el que se produce la cancelación en un oído no tiene porqué coincidir con la cancelación del otro siendo ambos sonidos batientes, podríamos desplazar el vibrador unos milímetros y repetir la prueba.

Este fenómeno ocurre pero es difícil de percibir por los pacientes, precisándose de una cancelación intensa entre los batimientos, por lo que puede ser más fácil el método anterior.

3.3. Búsqueda del umbral aéreo conociendo el óseo mediante el batimiento

Si ponemos el auricular y el vibrador en el oído testado podemos buscar el umbral aéreo conociendo el óseo generando en el vibrador un sonido a nivel del umbral óseo calculado de forma continua y simultáneamente otro sonido de 3 Hz de diferencia por el auricular de este oído, generándose un batimiento, y calcular el umbral aéreo a partir de la máxima intensidad del auricular en la que aparece el batimiento restando 10 dB al resultado obtenido.

3.4. Lateralización de la vía aérea

Gracias al batimiento se puede determinar si existe lateralización de la vía aérea al oído no testado, e igualmente esta prueba nos puede indicar dónde oye el paciente el batimiento. Algunas veces este fenómeno es muy obvio y es claramente indicado por el paciente, pero a veces es dudoso, sobre todo cuando hay una hipoacusia de transmisión en el oído no testado, dando resultados erróneos. Se proponen dos métodos para detectarlo:

3.4.1. Aplicar simultáneamente el sonido de la vía aérea a los dos auriculares

Al realizar la audiometría con el batimiento cuando el paciente oye los batidos podemos conectar los dos auriculares al mismo canal de salida del audiómetro para que ambos auriculares generen idénticos sonidos con 3 dB menos que el sonido original (dicha alteración no debe impedir la percepción de batimientos en el oído testado) y si los batidos desaparecen es porque se oían en el oído no testado, ya que habremos aumentado sustancialmente la intensidad de uno de los sonidos en el oído no testado haciendo desaparecer el batimiento al no sufrir la atenuación interauricular y obtener una ganancia por la vía aérea del oído no testado (mejor si tiene un GAP pequeño), enmascarando a los lateralizados del otro oído.

Si ambos sonidos presentados por los dos auriculares llegan al oído no testado en fase inversa podría atenuarse el aplicado por el auricular del oído no testado, pero si la diferencia de intensidades es mayor de aproximadamente 10 dB el tono presentado por el auricular del oído no testado enmascararía a los lateralizados de igual forma.

En la figura 25 se representa en el lado izquierdo de la figura un auricular y un vibrador generando un tono puro por vía aérea (azul) y ósea (rojo) con 3 Hz de diferencia que llegan a diferente intensidad al lado izquierdo de la figura (sin generar batimiento). Tras sufrir ambos oídos una atenuación interaural llegan con similares intensidades al oído del lado derecho de la figura (lado derecho de área morada derecha) generando un sonido batiente. Al aplicar con el auricular del lado derecho de la figura el mismo sonido que el auricular del lado izquierdo, la diferencia entre el sonido lateralizado y el del auricular aumentan desapareciendo el batimiento contra lateral (lado derecho del área morada derecha es superada por la azul derecha).



Figura 25. Ejemplo de batimiento en el oído no testado a la derecha de la figura, que desaparece al aplicar con ambos auriculares la misma señal.

Caso 5. Comprobación lateralización de vía aérea duplicando señales

A continuación exponemos en la figura 26 un caso de batimiento en el oído no testado que es verificado al aplicar por vía aérea la misma señal que en el oído testado.

Si generamos un tono de 1 000 Hz y 70 dB por un auricular en el oído testado otro de 1 003 Hz y 20 dB de un vibrador óseo en el oído testado (representados en la columna tonos por una barra azul y roja respectivamente) y el oído testado tiene un umbral óseo de 70 dB (barra roja en columna umbral testado) y no tiene GAP y además el oído no testado tiene el umbral óseo en 10 dB (barra roja en columna umbral no testado), siendo la atenuación interaural aérea de 60 dB y la ósea de 10 dB. Solo se percibe el batimiento en el oído no testado ya que la diferencia de ambos sonidos atenuados es de 5 dB (área verde en columna oído no testado), mientras que en el oído testado la diferencia es de 50 dB.

Al aplicar la misma señal a los dos auriculares la diferencia de los sonidos aumenta a 55 dB (área verde en columna Auric), desapareciendo el batimiento del oído no testado, indicándonos que ahí era donde se producía.

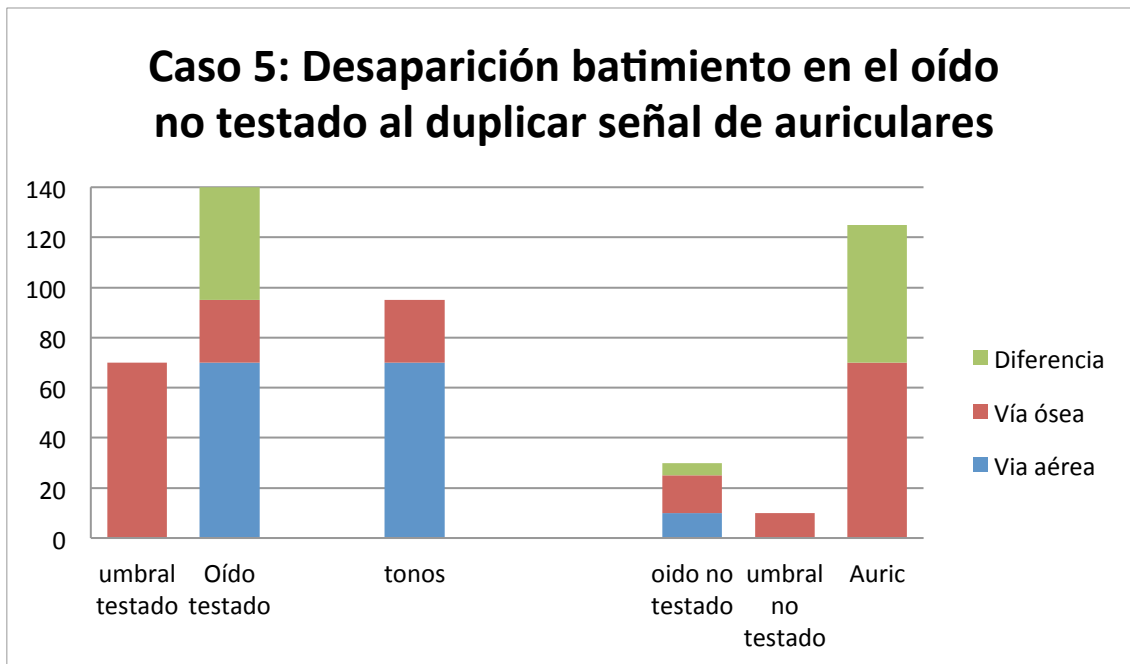


Figura 26. Generación de sonidos batientes desapareciendo el batimiento al duplicar la señal de los auriculares.

3.4.2. Modificar la posición del auricular

Podemos también sospechar que la vía aérea se lateraliza al oído no testado cuando al realizar la audiometría por batimiento éste persista al cambiar el auricular del oído testado a la región temporal sin tocar el pabellón (el vibrador está situado en la mastoides del oído testado), de esta forma modificamos el GAP en el oído testado hasta aproximadamente el valor de la atenuación interaural aérea menos el valor de la atenuación interaural ósea sin modificar las intensidades transmitidas al oído no testado, por lo que si el batimiento desaparece es porque realmente se percibía en el oído testado (es el único en el que se modifica la intensidad del sonido generado por el auricular), y si persiste es porque se oía en el no testado, a diferencia del método anterior precisa de un cambio en la posición del auricular, por lo que es más fácil realizar la comprobación con el método anterior (figura 27).



Figura 27. Colocación del auricular en la región temporal para la verificación de la lateralización de la vía aérea al oído contra lateral.

Caso 6. Comprobación de lateralización de vía ósea modificando auricular

A continuación se presenta un ejemplo de batimiento en el oído testado que desaparece al modificar la posición del vibrador. En la figura 28 se explica como un sonido presentado por un auricular en el lado izquierdo de la figura, tras atenuarse por el GAP llega a igual intensidad que otro de 3 Hz más generado por un vibrador (área roja izquierda) en el oído testado (lado izquierdo de la figura), generando un sonido batiente (área morada izquierda).

Ambos sonidos no llegan a generar batimiento en el lado contra lateral al atenuarse más el presentado con el auricular (área azul) y sumarse con el presentado por el vibrador que al ser más intenso enmascara el batimiento generado (lado derecho de área morada derecha).

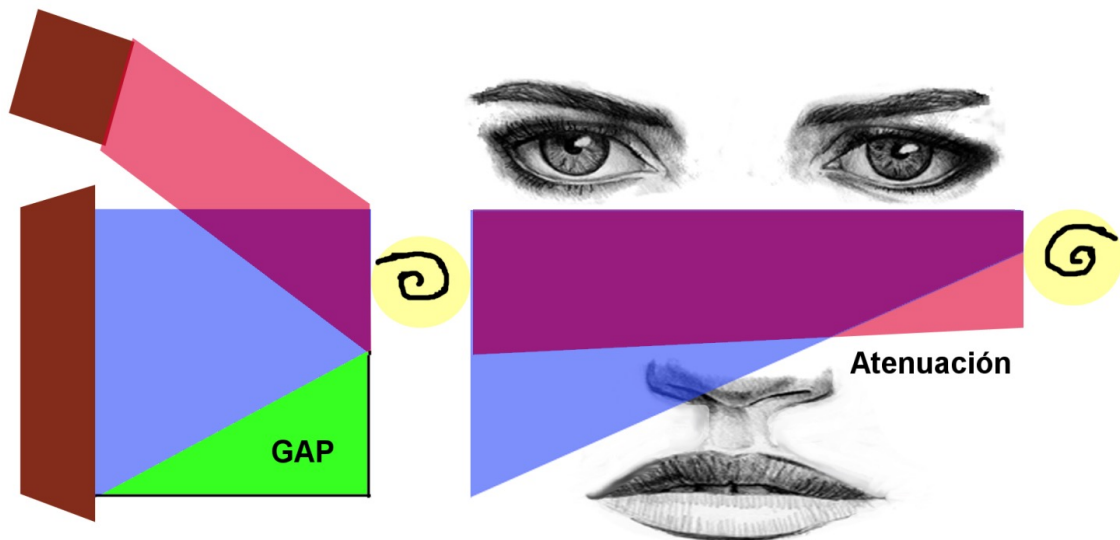


Figura 28. Sonidos batientes en oído del lado izquierdo de la figura.

En la figura 29 podemos ver qué pasaría si cambiamos de la figura 28 el auricular del pabellón auricular a la región occipital, la atenuación del sonido presentado con el auricular es mayor que el GAP previo, por lo que desaparece el batimiento al disminuir mucho el sonido que llega desde el auricular al oído testado, no modificándose los sonidos que llegan al oído no testado, por lo que el batimiento era percibido en el oído testado y no en el contra lateral.



Figura 29. Modificación de la figura anterior en la que se ha modificado la colocación del auricular en la región occipital, aumentando severamente el GAP y desapareciendo el batimiento en el oído testado (área morada pequeña a la izquierda).

A continuación podemos ver en la figura 30 la generación de batimiento en el oído testado mediante un tono de 1 000 Hz y 70 dB presentado por un auricular

(barra azul en columna tonos) y otro de 1 003 Hz y 70 dB mediante un vibrador óseo el oído testado (barra roja en columna tonos).

El oído testado tiene un umbral óseo de 50 dB y tiene 20 dB de GAP. El oído no testado tiene el umbral óseo en 10 dB. La atenuación interaural aérea es de 60 dB y la ósea es de 10 dB. Solo se percibe el batimiento en el oído testado ya que la diferencia de ambos sonidos en él es de 10 dB (barra verde en columna oído testado), mientras que en el no testado la diferencia es de 40 dB (área verde en columna no testado) y por tanto no hay batimiento en él.

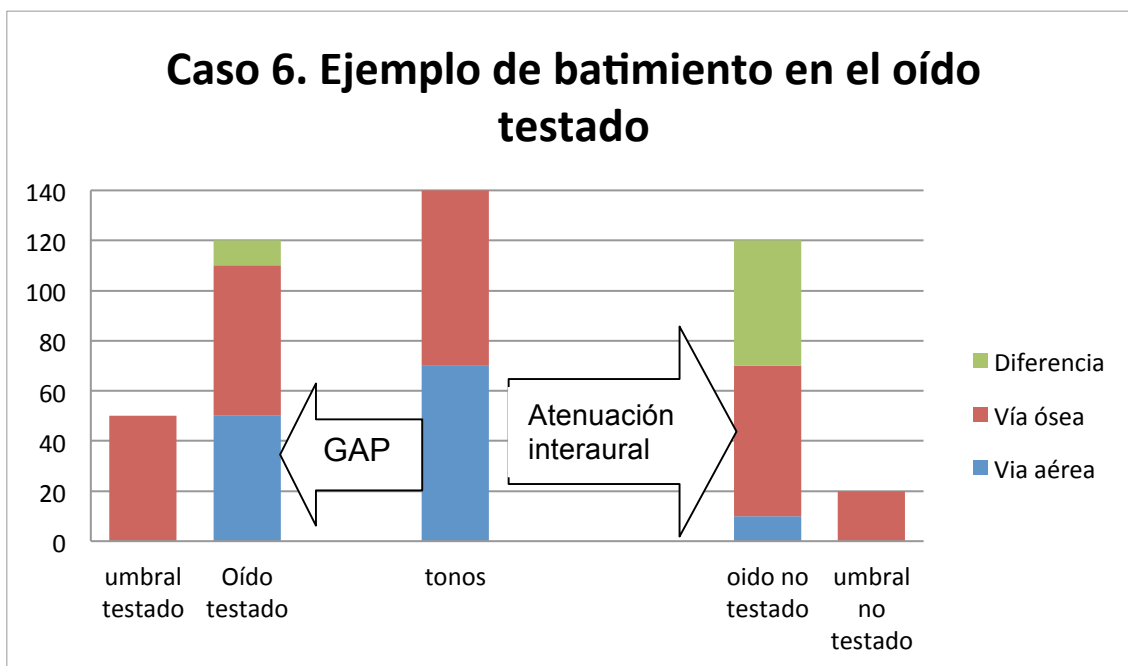


Figura 30. Generación de sonidos batientes en el oído testado con 20 dB de GAP.

En la figura 31 podemos ver como desaparecería el batimiento en el mismo ejemplo de la figura 30 cambiando la posición del auricular a la región occipital. Con esta modificación el GAP en el oído testado aumentaría mucho, aproximadamente a la diferencia entre la atenuación interaural aérea y la ósea, unos 50 dB (la de la atenuación interaural aérea pero sin necesidad de atravesar el cráneo), aumentando su diferencia con el presentado por vía ósea en ese oído (barra verde en columna oído testado), desapareciendo el batimiento. En el oído no testado no se modifican los sonidos lateralizados a él, por lo que sigue sin oírse batimiento en él.

Caso 6. Ejemplo de desaparición del batimiento tras modificación del auricular en el oído testado

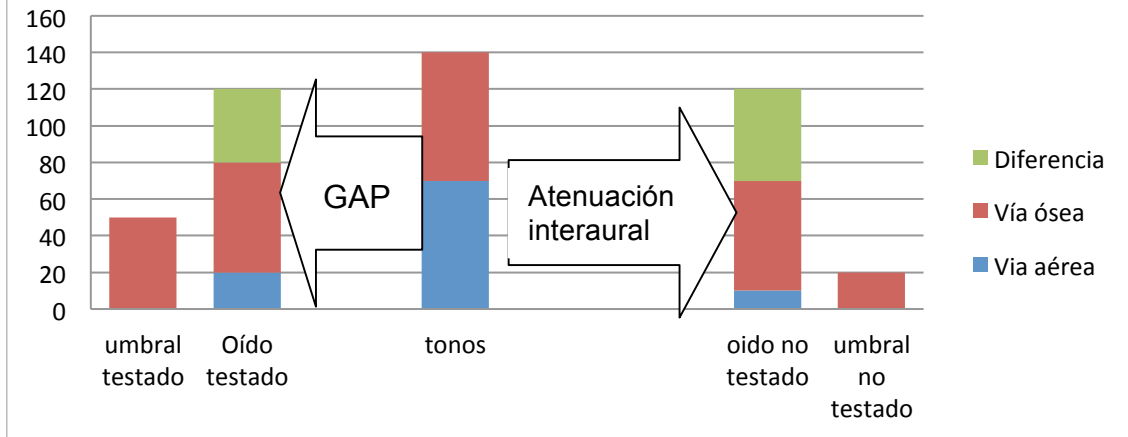


Figura 31. Modificación de la figura 30 en la que tras colocar el auricular en la región temporal del oído testado desaparece el batimiento en él.

Podemos utilizar el batimiento para verificar los resultados obtenidos con el enmascaramiento colocando el auricular y el vibrador a las intensidades calculadas, dudando de los resultados si no aparece el batimiento.

En pacientes con cofosis del oído testado en los que la vía aérea es errónea el batimiento aparecerá cuando nos acerquemos al umbral de la vía ósea del oído no testado, siendo verificable el batimiento en este oído con los dos métodos anteriores.

3.5. Audiometría por batimiento cuando la vía aérea no sea practicable

Si hay alguna patología del oído externo o medio de forma uni o bilateral que impida el enmascaramiento con un auricular y en base a la posibilidad de generar una percepción sonora diferente en cada oído (batiente en un oído y continuo en el otro) se proponen varios métodos para su cálculo mediante la aplicación de sonidos con un auricular y un vibrador o con dos vibradores simultáneamente:

3.5.1. Aplicando el sonido en ambos oídos con un auricular y cambiando el vibrador

Cuando en un oído hay una severa hipoacusia de transmisión y además el umbral de la vía ósea es peor que el del oído no testado, podemos encontrarnos que el sonido producido por el auricular en ese oído se lateralice al oído contra lateral. Esta situación aparece con más frecuencia si hay una alteración anatómica severa en el oído externo o medio del paciente, que generan una severa hipoacusia de transmisión con un GAP elevado, si el oído

contra lateral sufre los mismos problemas el enmascaramiento es casi imposible.

Si podemos transmitir desde el oído testado al oído contra lateral el sonido generado por un auricular mediante la transmisión interaural aérea, y en el oído no testado colocamos un vibrador que genere un tono con 3 Hz de diferencia que genere con la mínima intensidad posible una sensación de batimiento en el oído no testado, este fenómeno del batimiento también aparecerá en el oído testado si cambiamos el auricular y el vibrador de lado conservando en ambos las intensidades presentadas, aunque no será audible debido a que los tonos batientes tienen una intensidad menor a su umbral.

Se propone seguir el siguiente protocolo de estudio:

- a. Primero aplicaríamos un sonido con 3 Hz más por vía aérea en el oído testado hasta que lo oiga el oído no testado (si este tiene mejor vía ósea), manteniéndolo en su intensidad umbral.
- b. Presentamos por vía ósea el tono a estudiar en el oído no testado subiendo su intensidad hasta que el paciente oiga los batimientos, presentando ambos sonidos durante aproximadamente 3 segundos para evitar problemas derivados de la fatiga auditiva (los oírán en el oído no testado).

Como podemos ver en la figura 32 hay una lateralización del sonido generado por un auricular (área azul al lado izquierdo de la figura) al oído no testado (lado derecho de la figura) con mejor umbral (líneas negras representan umbrales de cada oído) y crea un batimiento acústico con el sonido generado por el vibrador (área morada por su lado izquierdo), que no se percibe en el oído testado por la diferencia de intensidad de ambos (área morada superada por la roja en su lado derecho).



Figura 32. Generación de batimiento en el oído con lateralización de vía aérea.

- c. Manteniendo ambos sonidos a iguales intensidades cambiaremos auricular y vibrador de lado (aceptando que la atenuación transcraneal del sonido presentado por vía aérea y ósea es similar de derecha a izquierda que de izquierda a derecha). Si el paciente sigue percibiendo

los batimientos el test no se puede realizar en esa frecuencia (fenómeno que puede ocurrir en frecuencias inferiores a 1.000 Hz y con hipoacusia de transmisión severa en el oído no testado). En la figura 33 podemos ver que con el cambio de auricular y vibrador de lado, hay batimiento en el oído testado (área morada por su lado izquierdo) pero no es audible por no alcanzar su umbral óseo (umbrales representados con líneas negras en cada oído), el incremento de ambos sonidos lo posibilita. El oído no testado sólo percibe el presentado con el auricular (área azul del lado derecho de la figura) ya que el presentado por vía aérea es más intenso que el que percibe por la vía ósea lateralizada (área morada superada por la azul en lado derecho).



Figura 33. Modificación del lado con batimiento tras cambio de auricular y vibrador.

- d. Si el paciente no oye el sonido batiente (debido a que el auricular le deja oír el sonido más intenso al oído no testado), se incrementan ambos sonidos simultáneamente hasta que el paciente oye de nuevo el sonido batiente en el oído testado, calculándose el umbral de la vía ósea en el oído testado añadiendo 5 dB a la intensidad utilizada en el vibrador (se produce el batimiento 5 dB con un sonido 5 dB menor del umbral).
- e. Es posible comprobar que el batimiento se produce en el oído testado si cambiamos la colocación del auricular en el oído no testado en la mastoides o en la región occipital, reduciendo la intensidad que llega al oído no testado pero permaneciendo inalterable la intensidad del sonido lateralizado al oído testado, por lo que si desaparece el batimiento éste no se producía en el oído testado. Esto puede ocurrir si hay un gran GAP en el oído no testado y al incrementar la intensidad de ambos sonidos aumente su sensibilidad a la modulación, apareciendo batimiento con diferencias mayores de intensidad.

Caso 7. Ejemplo de lateralización de la vía aérea al oído no testado y batimientos

En la figura 34 se puede observar la generación de sonidos batientes mediante un tono de 1 000 Hz y 70 dB presentado por un auricular en el oído testado (Auric) y otro de 1 003 Hz y 15 dB mediante un vibrador óseo en el oído no testado (Vibrador). El oído testado tiene un umbral óseo de 60 dB (umbral testado) y tiene 20 dB de GAP, por lo que no oye el auricular, mientras que el auricular si se percibe en el oído no testado tras atenuarse 60 dB por la

atenuación interaural aérea ya que su umbral es de 10 dB (umbral no testado). Se aplica con un vibrador un sonido de 15 dB en el oído no testado que produce batimientos al sumarse con el lateralizado de la vía aérea al tener sólo 5 dB de diferencia con él (área verde en oído no testado). Mientras que el vibrador se percibe con 5 dB en el oído testado y al sumarse con el sonido generado con el auricular se diferencian en 45 dB, por lo que no se percibe batimiento.

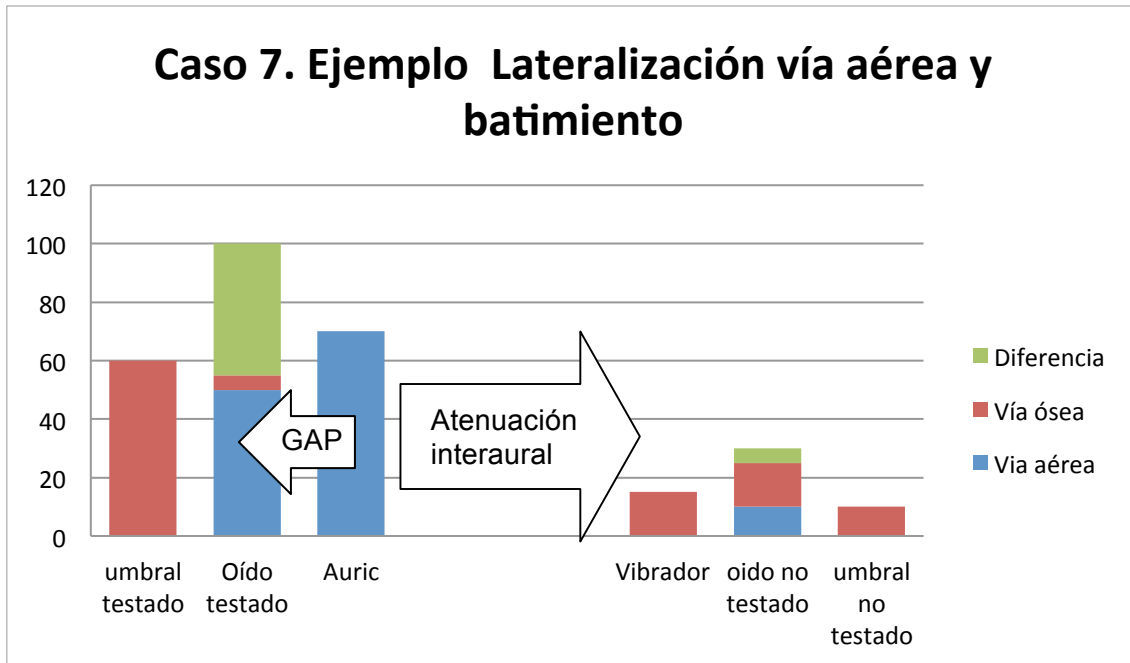


Figura 34. Ejemplo de lateralización de la vía aérea y del batimiento al oído no testado

El efecto oclusión en el oído no testado, la ganancia de la vía aérea en el oído no testado y la atenuación transcraneal facilitan el test.

El efecto oclusión y la ganancia de la vía aérea en el oído no testado amplifican el sonido que antes llegaba a ese oído atenuado por la atenuación interaural de la vía aérea. El sonido del vibrador que ahora se traslada al oído testado llega al oído no testado tras sufrir la atenuación interaural ósea, por lo que ahora llega a menos intensidad al oído no testado. Como ahora el que era más débil (vibrador) disminuye y el que era más intenso (auricular) aumenta, la diferencia entre ambas intensidades aumenta de tal forma que posibilita la desaparición de la sensación del batimiento en el oído no testado y sin embargo aparece en el testado.

Solo con la atenuación interaural ósea del sonido se consigue que ambos sonidos se diferencien en el doble de ésta intensidad en el oído no testado para que en él no aparezcan batimientos, mientras que en el testado aparecen claramente. El sonido presentado por vía aérea llega atenuado al no testado y el vibrador del oído no testado (que tiene la intensidad mínima en la que aparece el batimiento, por lo que tendrá una intensidad igual o menor que el lateralizado) igualmente se atenúa al llegar al testado, por lo que hay batimientos en el no testado y en el testado al menos hay una diferencia entre ambos de al menos dos atenuaciones interaurales óseas.

Este método es el mejor cuando se lateraliza mucho la vía aérea y una severa hipoacusia de transmisión que impida enmascarar el oído no testado para calcular el umbral aéreo del oído testado. Este método no ocluye el oído testado, aprovecha la oclusión del no testado, la ganancia de su vía aérea si existiera y la atenuación transcraneal de la vía ósea. Se puede utilizar en pacientes sin hipoacusia, en ese caso recomendamos colocar el auricular en la mastoides para evitar un trauma sonoro ya que ha de lateralizarse al oído contra lateral.

3.5.2. Aplicando el sonido en ambos oídos con los auriculares y un vibrador sin cambiarlos

Este método es una variación del método anterior, con el vibrador colocado en la frente del paciente, con los siguientes pasos:

- a. Primero aplicaremos un sonido por vía aérea en el oído testado hasta que lo oiga lateralizado en el oído no testado (con mejor vía ósea), manteniéndolo en su intensidad umbral.
- b. Presentamos por vía ósea el tono a estudiar con 3 Hz de diferencia en la frente del paciente subiendo su intensidad hasta que el paciente oiga los batimientos, presentando ambos sonidos durante aproximadamente 3 segundos para evitar problemas derivados de la fatiga auditiva (los oírán en el oído no testado).

En la figura 35 podemos observar como con un sonido generado con un vibrador en la frente del paciente (cubo cuadrado marrón) que genera un tono (área roja) que llega por igual a ambos oídos. Lateralización del sonido generado por un auricular (área azul al lado izquierdo de la figura) al oído no testado (lado derecho de la figura) con mejor umbral (líneas negras representan umbrales de cada oído) creando un batimiento acústico con el sonido generado por el vibrador (área morada del lado derecho) en ese oído, que no se percibe en el oído testado por la diferencia de intensidad de ambos (área morada izquierda superada por la azul).

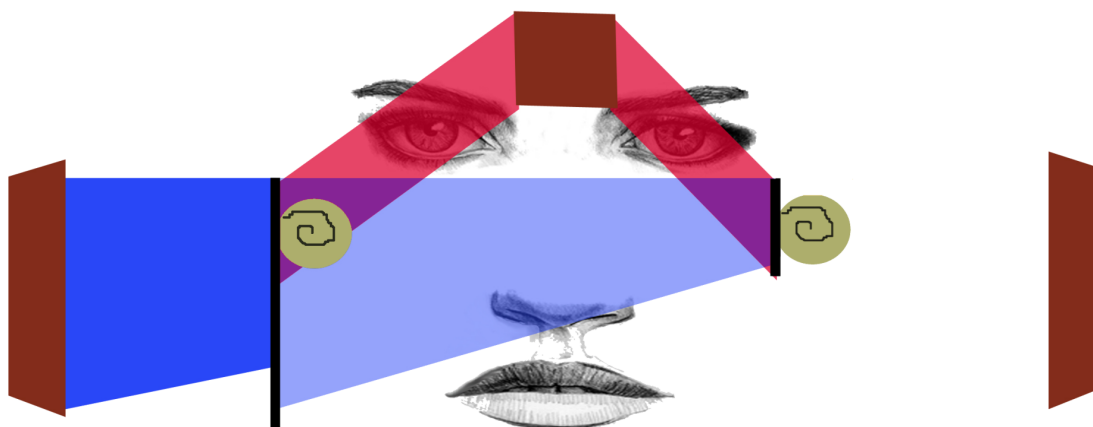


Figura 35. Generación del batimiento contra lateral con vibrador frontal.

Cambiaremos la señal aérea al auricular del oído no testado, descubriendo el oído testado si tuviera un posible efecto de oclusión. Si el paciente sigue percibiendo los batimientos el test no se puede realizar en esa frecuencia.

En la figura 36 podemos ver una modificación de la figura 35, en la que se presenta el sonido del auricular en el oído no testado. En el oído no testado la intensidad del presentado por el auricular (área azul) supera al presentado con el vibrador (área roja) no apareciendo batimiento. En el oído testado (lado izquierdo de la figura ambos sonidos llegan a iguales intensidades (área morada izquierda), por lo que se oiría batimiento si ambos alcanzaran el umbral de éste oído (representado con barras negras), solo precisándose el incremento de ambos sonidos para que se perciba en él, sin aparecer en el oído no testado al mantenerse la relación de intensidades distantes (área morada derecha superada por la azul).



Figura 36. Modificación de la figura 35, cambiando de lado el batimiento.

Si el paciente no oye el sonido batiente (debido a que el auricular le deja oír el sonido más intenso al oído no testado), se incrementan ambos sonidos simultáneamente hasta que el paciente oye de nuevo el sonido batiente en el oído testado, calculándose el umbral de la vía ósea en el oído testado añadiendo 5 dB a la intensidad presentada con el vibrador.

Este método es más fácil de realizar ya que solo precisa descubrir el auricular del oído testado si en él se puede dar el efecto de oclusión, pero no aprovecha la atenuación transcraneal de la vía ósea ya que se transmite con un vibrador colocado en la frente, en vez de en la mastoides como el método anterior, aunque evita las modificaciones de la vía ósea generadas por el cambio de posición del vibrador. Además si se realiza con oclusión de ambos oídos, que pueden alterar los umbrales.



Figura 37. Colocación del vibrador en la frente del paciente para la medición de la vía ósea cuando la aérea se lateraliza al oído no testado, sin cambiar el vibrador en la prueba.

3.5.3. Aplicando el sonido mediante dos vibradores, uno en cada mastoides

Con este método aprovechamos la atenuación transcraneal del sonido por vía ósea para generar diferencias entre dos señales que se presentan con una diferencia de intensidades entre ambos similar a la atenuación transcraneal de la vía ósea para esa frecuencia.

De esta forma si aplicamos el sonido más intenso en el oído testado, se igualará al atenuarse cuando se dirige al oído no testado con el menos intenso, y el menos intenso se atenúa para llegar al oído testado con una diferencia de intensidad de aproximadamente el doble de la atenuación transcraneal del sonido por vía ósea.

Los pasos recomendados son:

- a. Primero se debe calcular el umbral de la vía ósea en el oído no testado (o mejor oído).
- b. Simultáneamente se presenta otro sonido con 3 Hz más en la otra mastoides que se incrementa hasta que el paciente oiga batidos claramente en el oído no testado, presentando ambos sonidos durante aproximadamente 3 segundos para evitar problemas derivados de la

fatiga auditiva (normalmente requiere un sonido más intenso debido a la atenuación transcraneal).

En la figura P podemos observar que si presentamos un sonido con un vibrador en cada oído (cubos marrones). El del lado izquierdo de la figura (en el oído no testado) genera un tono (área roja) que se atenúa al atravesar el cráneo para sumarse en la cóclea del lado derecho de la figura (oído testado) con el otro más intenso de 3 Hz más presentado por el otro vibrador (área azul), éste no genera batimiento en el oído testado por la diferencia de intensidades entre ambos sonidos (área morada superada por la azul en el lado derecho).

En la figura 38 el sonido más intenso (área azul) se atenúa al atravesar el cráneo para sumarse al menos intenso (área roja) llegando a intensidades similares en el oído no testado (área morada por el lado izquierdo) y produciendo por tanto la sensación de batimiento al llegar ambos al umbral de ese oído (barra negra a la izquierda).



Figura 38. Batimiento percibido en el oído del lado izquierdo de la figura.

- c. Cambiar las intensidades presentadas en cada oído y ver si han desaparecido los batidos. En esta situación la relación de intensidades se mantiene por lo que el batimiento desaparece en el oído no testado, en el que ahora las intensidades son diferentes y en el oído testado ambos sonidos llegan a intensidades similares, pero no se percibe el batimiento en éste al tener un umbral peor.

En la figura 39 se han modificado las intensidades aplicadas en la figura 38, apareciendo el batimiento en el oído testado (a la derecha de la figura), pero a menor intensidad que su umbral (barra negra a la derecha), por lo que éste no es audible hasta que aumentemos en ambos la intensidad de forma simultánea, permaneciendo continuo en el no testado (lado izquierdo de la figura) y batiente en el testado (lado derecho de la imagen).



Figura 39. Modificación de la figura 38 en la que el batimiento aparece en el oído testado (lado derecho de la figura) pero a menor intensidad que su umbral (umbrales representados con barras negras en cada oído).

- d. Si no desaparece el batimiento al cambiar las intensidades podemos probar a incrementar la intensidad del vibrador en el oído testado (donde el sonido es más intenso) hasta la última intensidad en la que aparezca el batimiento y volver a repetir (si no desaparecen no es posible realizar la prueba a esa frecuencia).
- e. Incrementar ambos sonidos simultáneamente hasta que el paciente vuelva a oírlos batientes en el oído testado, determinándose su umbral a 5 dB por encima del sonido de menor intensidad.

Caso 8. Batimiento unilateral con dos vibradores

Este método precisa del uso de dos vibradores y aunque no se beneficia de la ganancia de la vía aérea como en los métodos anteriores, ni del efecto oclusión en el oído no testado, tiene la ventaja de que no precisa del cambio de lado del auricular y del vibrador, y no ocluye el conducto auditivo del oído testado. En ocasiones puede persistir el batimiento a pesar de cambiar las intensidades debido a una baja atenuación intracraneal para esa frecuencia. Si durante la prueba se desplazan los vibradores se pueden alterar los resultados.

Teóricamente podríamos generar una diferencia de intensidades en el oído testado del doble de la atenuación interaural de la vía ósea y la máxima diferencia permisible entre ambos sonidos para que se siga generando el batimiento aunque uno sea mayor que el otro. Por lo que creemos que si procedemos a realizar la prueba de esta forma en vez de dejar una diferencia fija de intensidades entre ambos vibradores, podremos realizar este método en casi todas las frecuencias y en casi todos los casos.

Hemos representado en la figura 40 un caso en el que se podría usar este método en un paciente con una atresia ótica bilateral, si el umbral en los 1 000 Hz de la vía ósea en el oído testado es de por ejemplo 20 dB podríamos aplicar en él con un vibrador esa intensidad (área blanca) y en el contra lateral otro tono de 30 dB y 3 Hz de diferencia (área gris), por lo que si la atenuación

transcraneal de esa frecuencia es de 10 dB por vía ósea en ese paciente, generaríamos la sensación de batimiento en el oído testado.

El sonido más intenso se atenúa al llegar al contra lateral igualándose a éste y el sonido más débil al atenuarse queda más débil que el contra lateral (más intenso) al lateralizarse, sin generar batimiento en el oído con el vibrador a más intensidad. Si intercambiamos las intensidades presentadas debería de producirse el batimiento en el oído testado, si no se produce en ese momento solo hace falta incrementar las intensidades de ambos sonidos hasta que se perciba el batimiento determinándose el umbral óseo del oído testado, al conservar la relación de intensidades sigue apareciendo el batimiento solo en el oído testado.

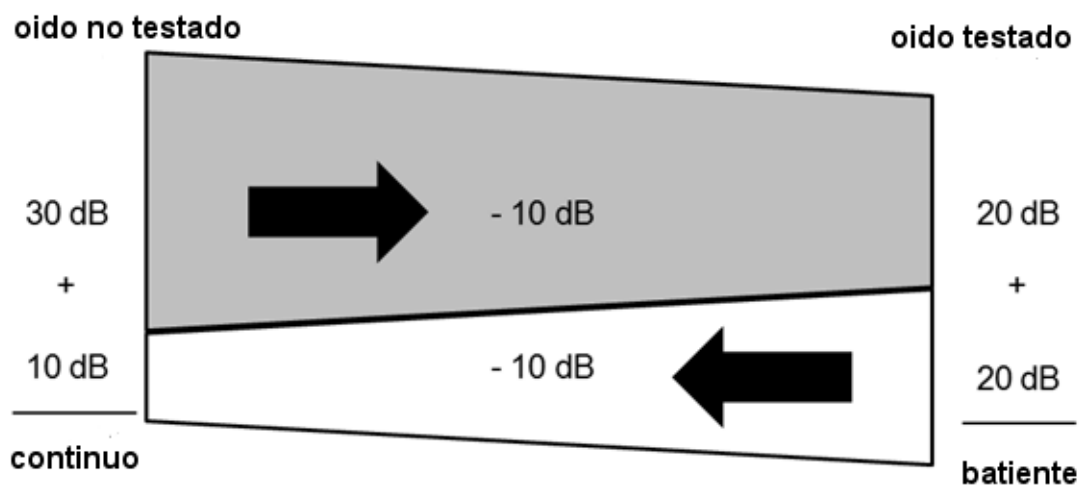


Figura 40. Caso 8: Ejemplo del batimiento unilateral debido a la atenuación transcraneal.

Los test de SAL y Rainville están limitados por la lateralización del sonido presentado por vía aérea y además ocluyen el conducto auditivo.

Teóricamente es posible calcular el umbral de la vía ósea si el doble de la atenuación transcraneal es mayor a 15 dB, a partir de los 1 000 Hz, cuando hay una atenuación transcraneal del sonido de aproximadamente 10 dB esta medición sería siempre posible, por debajo de 1 000 Hz el efecto de la oclusión y la ganancia de la vía aérea del método anterior (usando auricular y vibrador) nos permitiría realizar el cálculo en casi todos los casos.

Esta prueba también se puede realizar en pacientes sin hipoacusia.

3.6. Test en simuladores

Dado que es difícil localizar dónde se produce el batimiento, aunque no haya sido objeto de análisis en este estudio, éste fenómeno se puede utilizar para identificar a simuladores de forma similar al test de Stenger.

Podemos solicitar al paciente que identifique el batimiento presentándole un sonido modulado y dos sonidos batientes entre sí de forma alterna y verificar las respuestas del paciente, verificándose la aparición del batimiento.

Podemos presentar un sonido por vía ósea en el oído no testado que se transmitiría por vía transcraneal al oído testado y en éste un sonido presentado por vía ósea de 10 dB menos generaría un batimiento en ese oído que no podría localizar el paciente. En ese momento se percibe la sensación de que la fuente sonora se mueve de un oído al otro, no siendo percibido que en uno de los dos oídos el sonido es continuo, aunque en él la intensidad percibida sea mayor, permitiéndonos conocer umbrales incluso por debajo del umbral del mejor oído (límite del test de Stenger), para lo cual se comparan las respuestas con un sonido modulado por el audiómetro en el oído no testado, siendo el paciente incapaz de diferenciar éste.



IV. RESULTADOS

1. Estudio estadístico descriptivo

1.1. Audiometrías

En las figuras 41 a 43 se presentan los resultados obtenidos en las audiometrías tonales liminares de todos los pacientes de los grupos sanos, con hipoacusia neurosensorial y de transmisión, respectivamente.

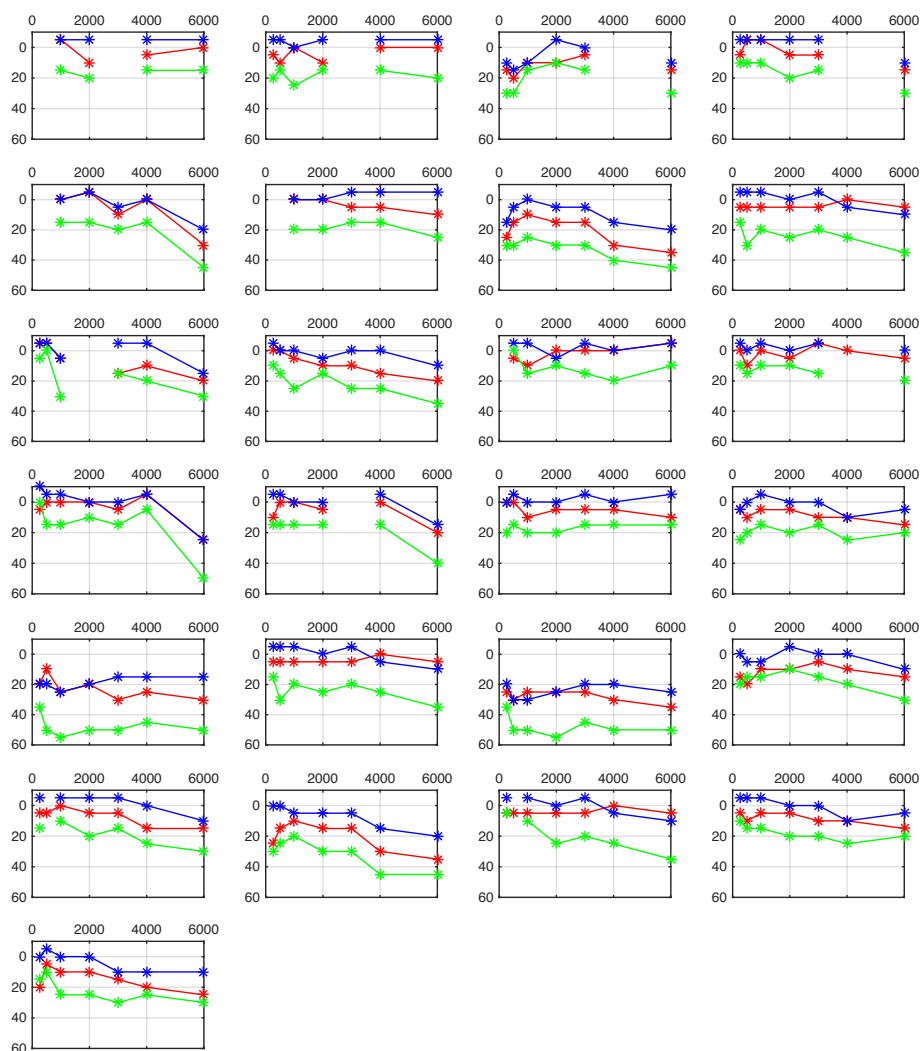


Figura 41. Audiometrías de los pacientes sanos.

En los resultados mostrados se observa que algunos datos no se han representado por ser extremos, estando el umbral real entre los valores mínimo y máximo de aparición del batimiento.

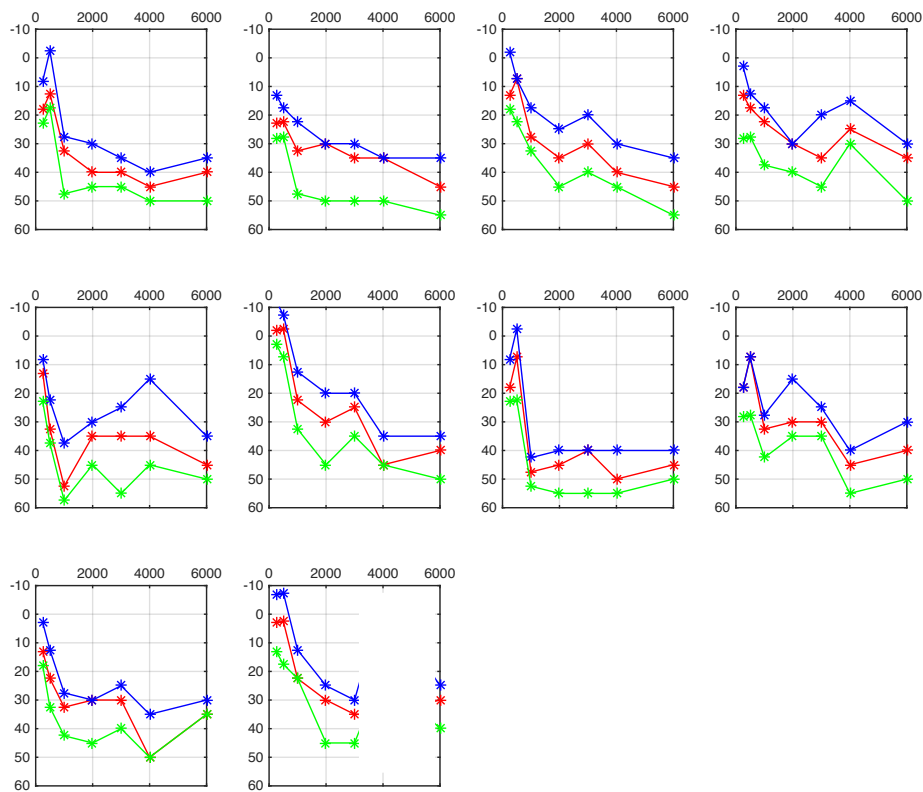


Figura 42. Audiometrías de los pacientes con hipoacusia neurosensorial.

En los datos obtenidos en los grupos de pacientes con hipoacusia neurosensorial y de transmisión, que se muestran en las figuras 42 y 43, respectivamente, no se han encontrado casos extremos, por lo que no aparecen huecos en las gráficas (se ha eliminado la frecuencia de 4 000 Hz en el último paciente por error de registro).

En los estudios realizados, se ha observado que todos los pacientes percibieron el batimiento en todas las frecuencias estudiadas.

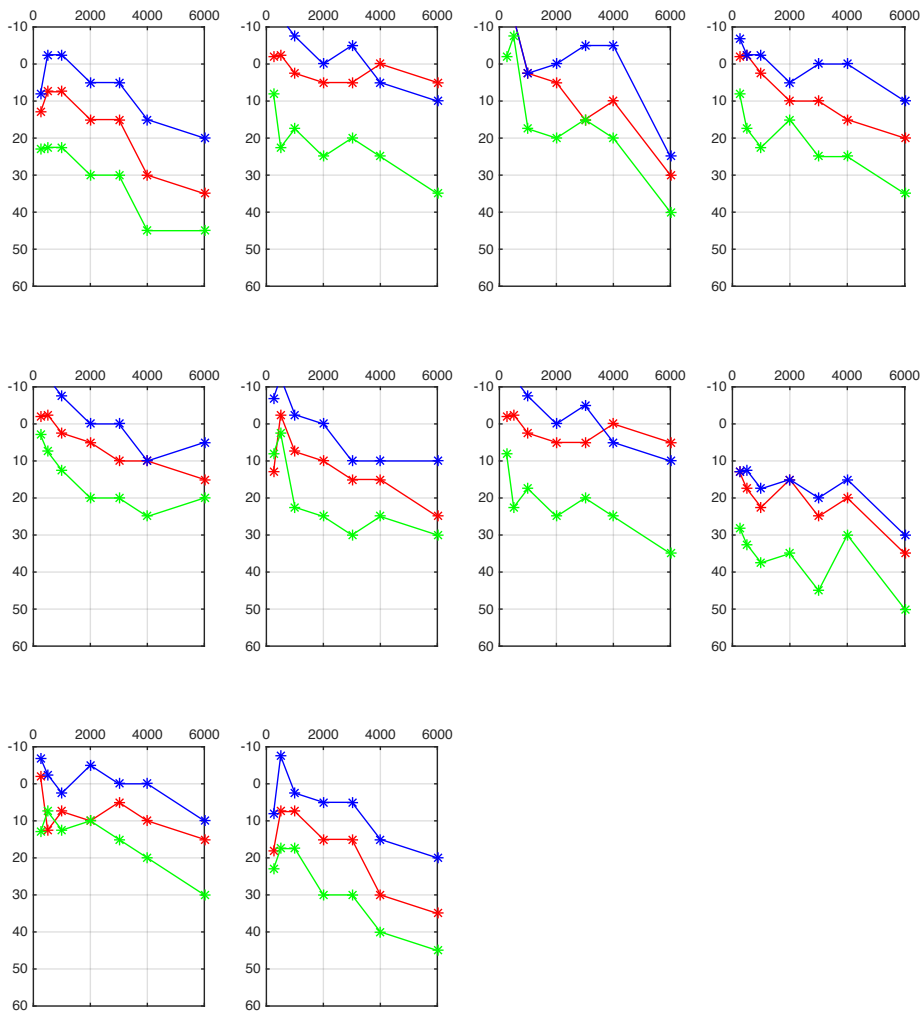


Figura 43. Audiometrías de los pacientes con hipoacusia de transmisión.

Los umbrales medios de la vía ósea que se obtuvieron mediante enmascaramiento en los pacientes, agrupados por patología y frecuencia se presentan en la tabla 1 y se representan gráficamente en la figura 44.

Tabla 1. Umbrales de la vía ósea por frecuencias y por grupos.

Frecuencia	Sanos	Hipoacusia neurosensorial	Hipoacusia transmisión
250 Hz	9,2	20	10,5
500 Hz	8	20,5	9,5
1 000 Hz	5,8	35	9
2 000 Hz	7,5	33,5	9,5
3 000 Hz	9	33,5	12
4 000 Hz	9,3	40,5	14
6 000 Hz	16	40	22

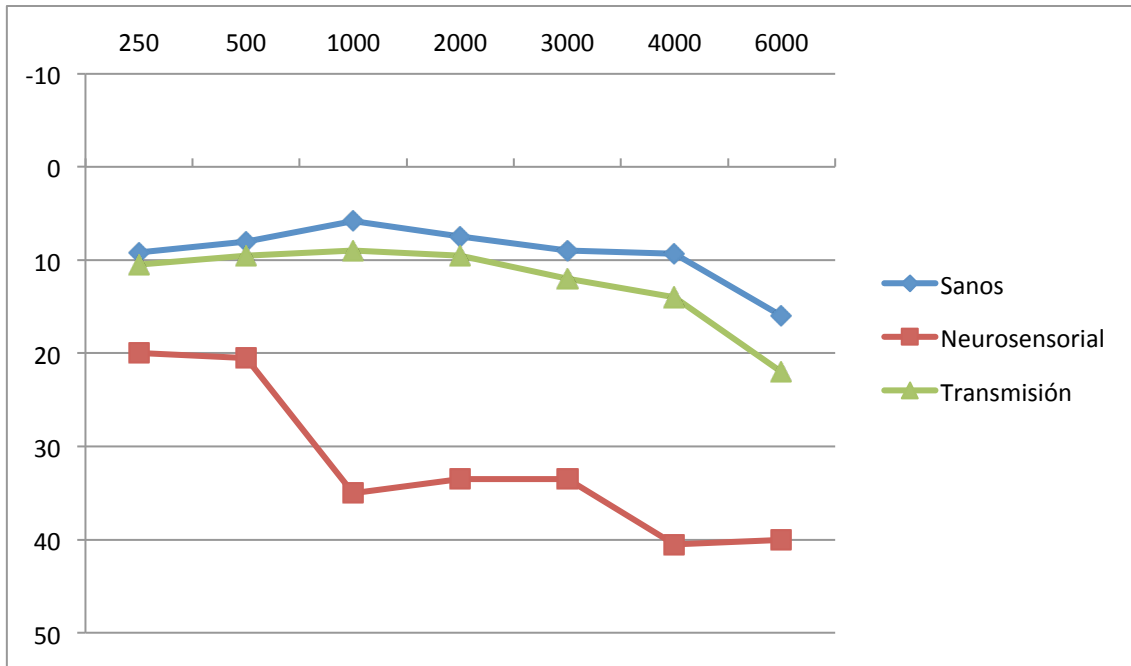


Figura 44. Umbrales de la vía ósea por frecuencias y por grupos.

En la Figura 44 puede apreciarse que la evolución en función de la frecuencia y los valores de los umbrales son similares en el grupo de pacientes sanos y en el de la hipoacusia de transmisión, mientras que son sensiblemente superiores en el grupo de los pacientes con hipoacusia neurosensorial, como era de esperar.

1.1. Medición del GAP con enmascaramiento en hipoacusia de transmisión

El GAP de los pacientes con hipoacusia de transmisión se calculó comparando las vías aérea y ósea en la audiometría por enmascaramiento y su distribución por frecuencias se presenta en la tabla 2.

Tabla 2. Umbrales de la vía ósea por frecuencias y por grupos.

Frecuencia	GAP en hipoacusia de transmisión
250 Hz	26
500 Hz	26
1 000 Hz	26
2 000 Hz	24
3 000 Hz	20
4 000 Hz	12
6 000 Hz	12
Media	21,2

1.2. Mediciones con el batimiento

1.2.1. Todos los grupos

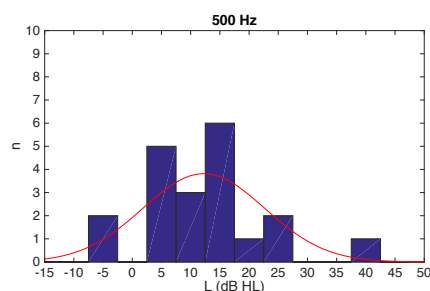
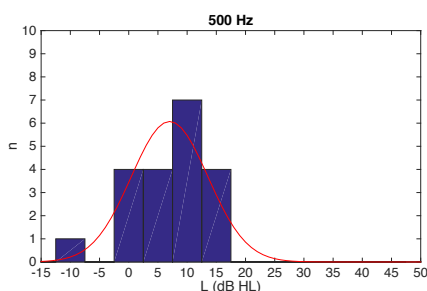
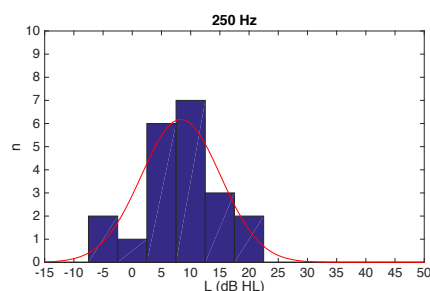
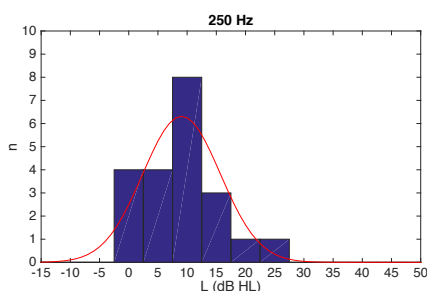
El rango o diferencia entre la mínima intensidad y la máxima intensidad durante el cual se percibió el batimiento en los tres grupos de pacientes estaba entre un mínimo de 5 dB y un máximo de 35 dB. En la tabla 3 se presentan los valores medios y las desviaciones estándar para cada una de las frecuencias estudiadas. Puede observarse que el rango del batimiento es algo mayor en las frecuencias más altas pero es bastante similar entre todas ellas. Por lo que respecta a su variabilidad, ésta es bastante constante con la frecuencia y tiene un valor que oscila alrededor de los 5 dB, muy reducida por ser éste el escalón utilizado en las mediciones.

Tabla 3. Rangos durante los que se percibe el batimiento y desviación estándar por frecuencias en los tres grupos.

Frecuencia	Rango del batimiento	SD del rango
250 Hz	16,8	4,2
500 Hz	18,9	8,2
1 000 Hz	19,1	5,4
2 000 Hz	19,7	5,9
3 000 Hz	20,5	5,2
4 000 Hz	19,7	5,7
6 000 Hz	20,6	5,3
Media	19,3	5,7

1.2.2. Estadística descriptiva de cada grupo de pacientes

En las figuras 45 a 47 se presentan los histogramas de la diferencia entre la máxima intensidad a la que se percibe el batimiento (D_{sup}) y el valor real (a la izquierda) y la diferencia entre el valor real y la mínima intensidad a la que se percibe el batimiento (D_{inf}) (a la derecha). Las gráficas presentadas también muestran la curva de distribución normal obtenida para la media y desviación estándar de cada grupo de pacientes.



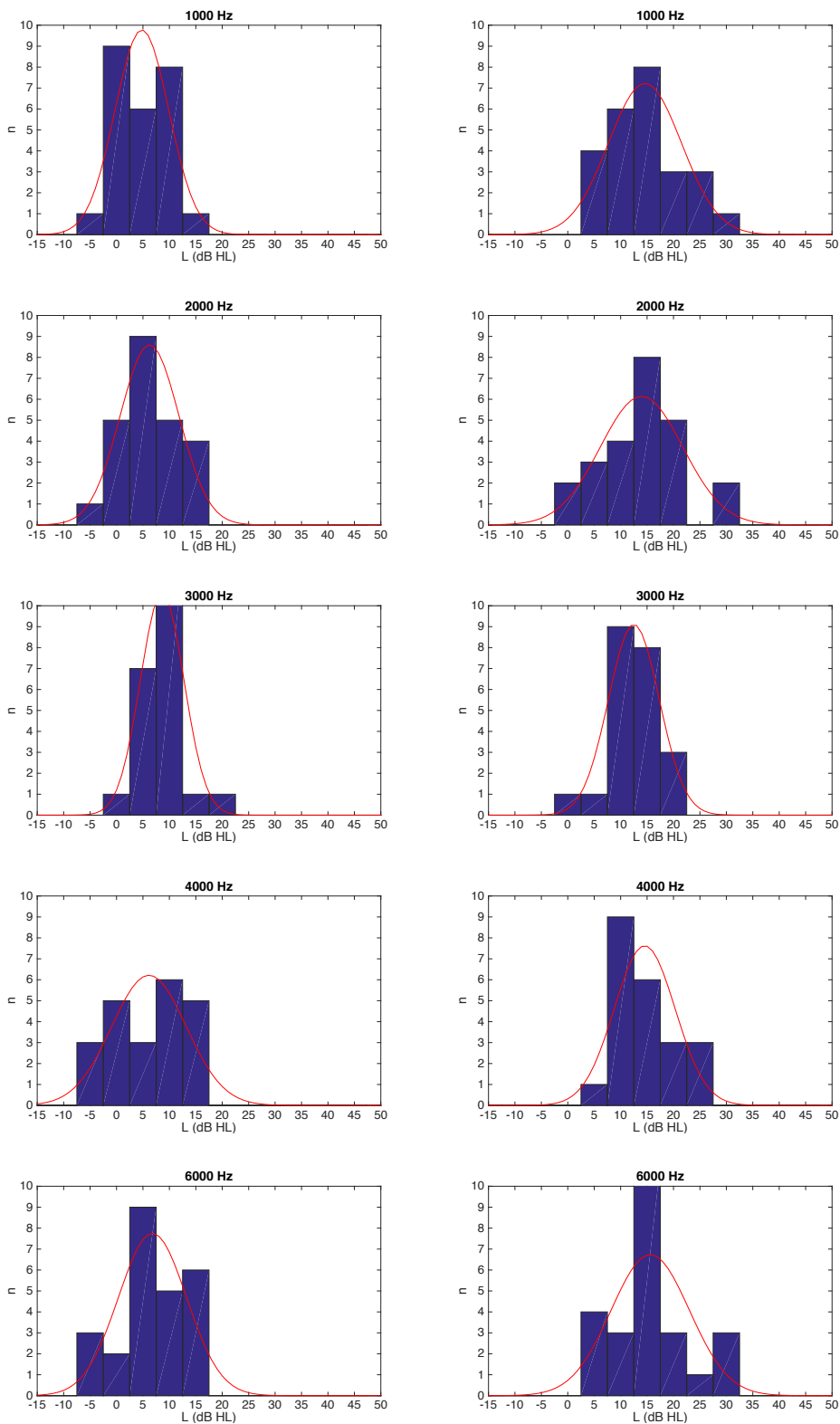
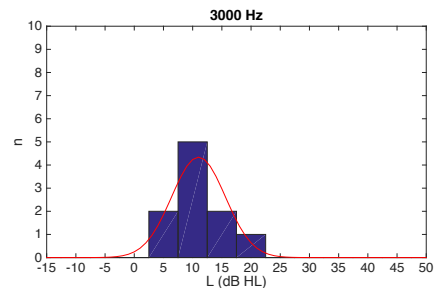
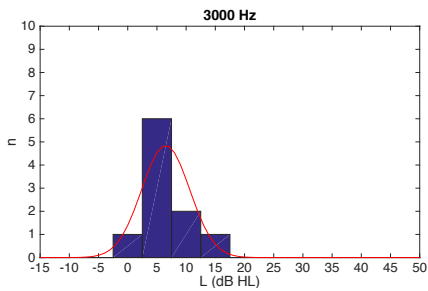
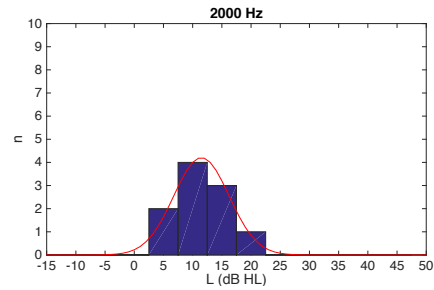
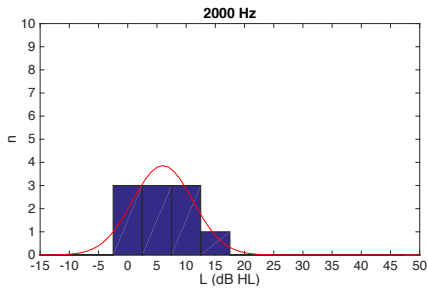
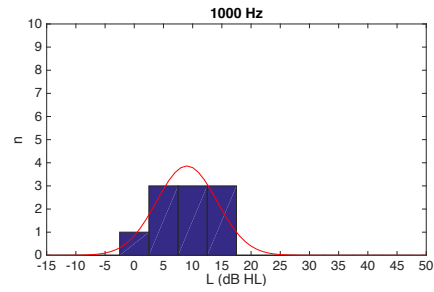
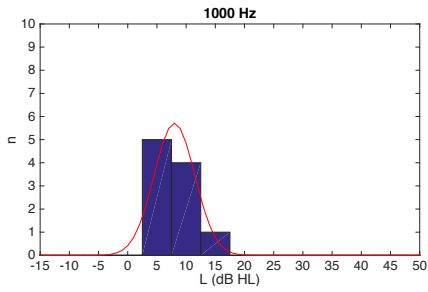
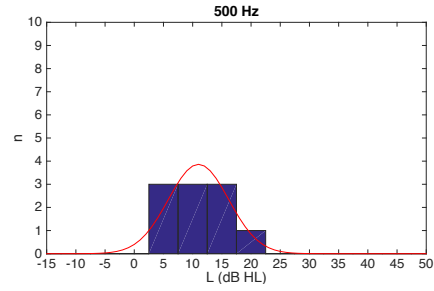
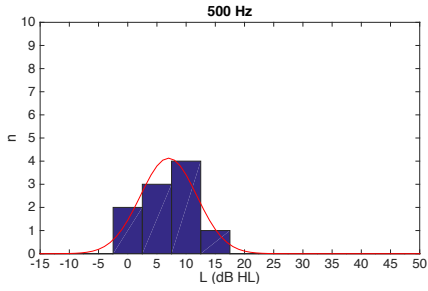
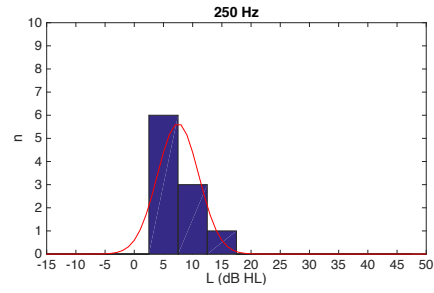
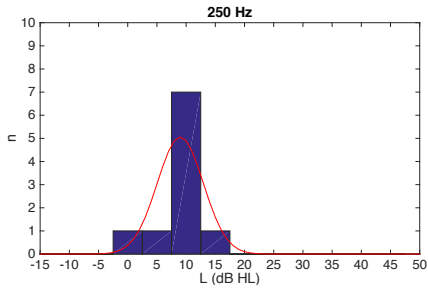


Figura 45. Histograma y curva de distribución normal para el grupo de pacientes sanos



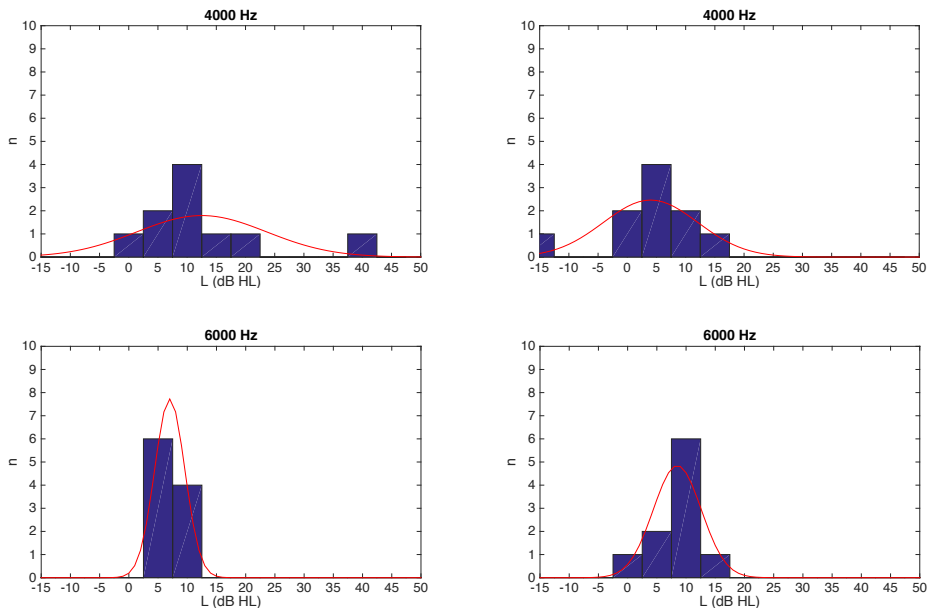
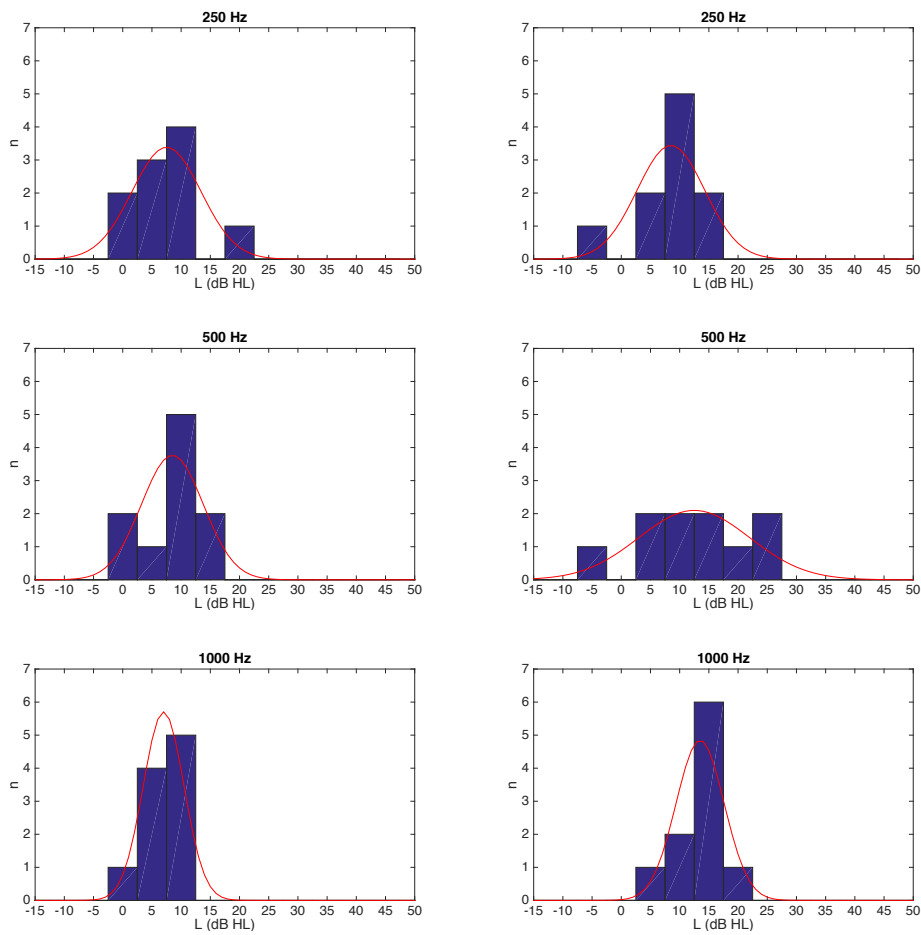


Figura 46. Histograma y curva de distribución normal para el grupo de pacientes con hipoacusia neurosensorial



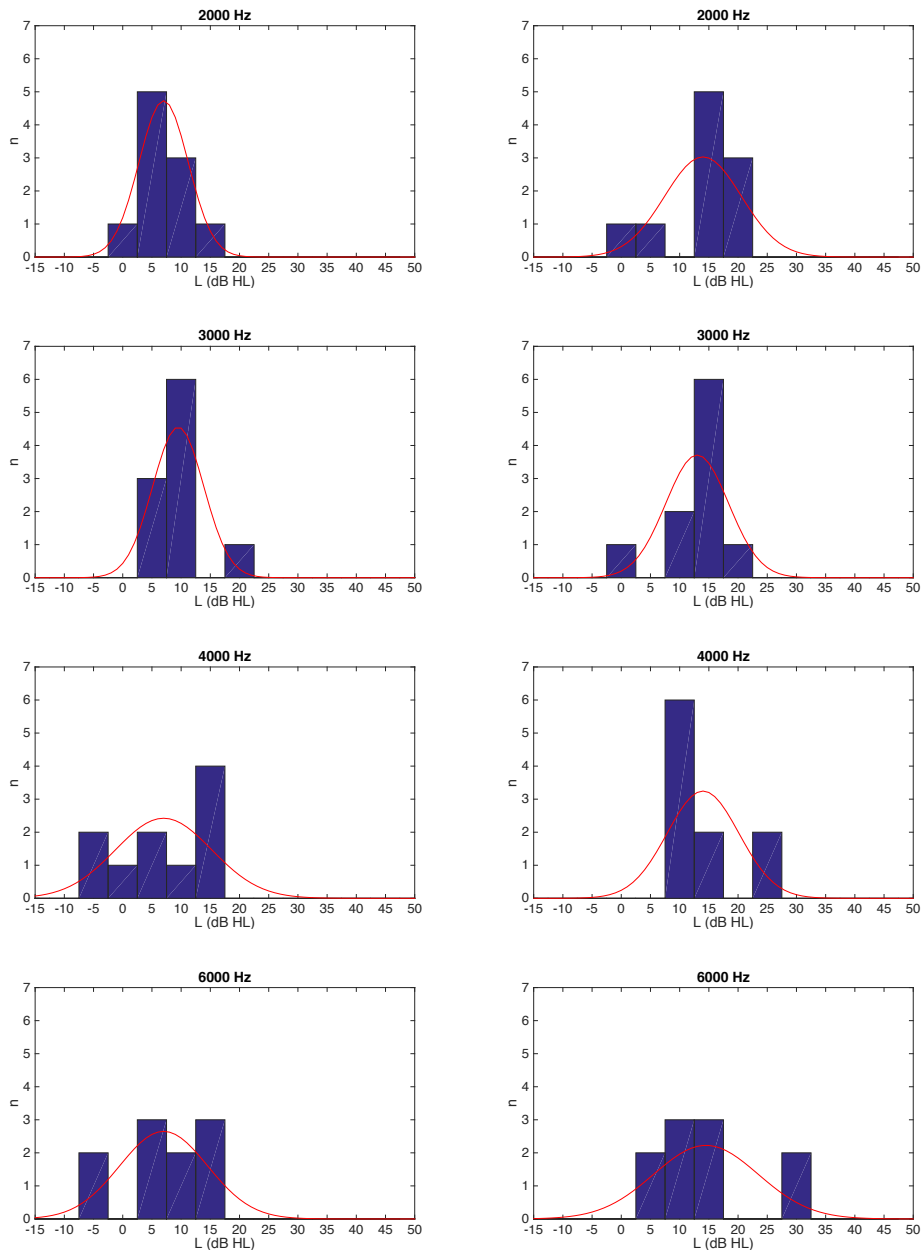


Figura 47. Histograma y curva de distribución normal para el grupo de pacientes con hipoacusia de transmisión.

En las figuras 45 a 47 puede observarse que las mediciones realizadas se ajustan razonablemente a una distribución normal para todas las frecuencias estudiadas y los grupos de pacientes.

Los valores medios y sus desviaciones estándar asociadas de las diferencia entre la mínima intensidad a la que se produce el batimiento con el umbral calculado con el enmascaramiento (D_{inf}) y la máxima intensidad durante el cual se percibe el batimiento respecto al umbral (D_{sup}) para cada uno de los tres grupos de pacientes (tabla 4 y figura 48) y en cada grupo por separado (tablas 5, 6 y 7 y figuras 49, 51 y 53, respectivamente), mostrándose los resultados en función de la frecuencia. Asimismo, se muestran los gráficos de Bland-Altman correspondientes en las figuras 50, 52 y 54.

Tabla 4. Distancia entre medidas superior e inferior del batimiento y la medida del enmascaramiento y desviaciones estándar calculadas por frecuencias en los tres grupos de pacientes.

Frecuencia	D_{sup}	SD D_{sup}	D_{inf}	SD D_{inf}
250 Hz	8,2	5,8	8,7	5,8
500 Hz	12,0	9,0	7,2	5,8
1 000 Hz	13,1	6,3	6,0	4,6
2 000 Hz	13,4	6,9	6,4	5,1
3 000 Hz	12,3	4,8	8,3	4,2
4 000 Hz	11,9	7,7	7,9	8,6
6 000 Hz	13,8	7,6	6,9	6,0
Media	12,1	6,9	7,3	5,7

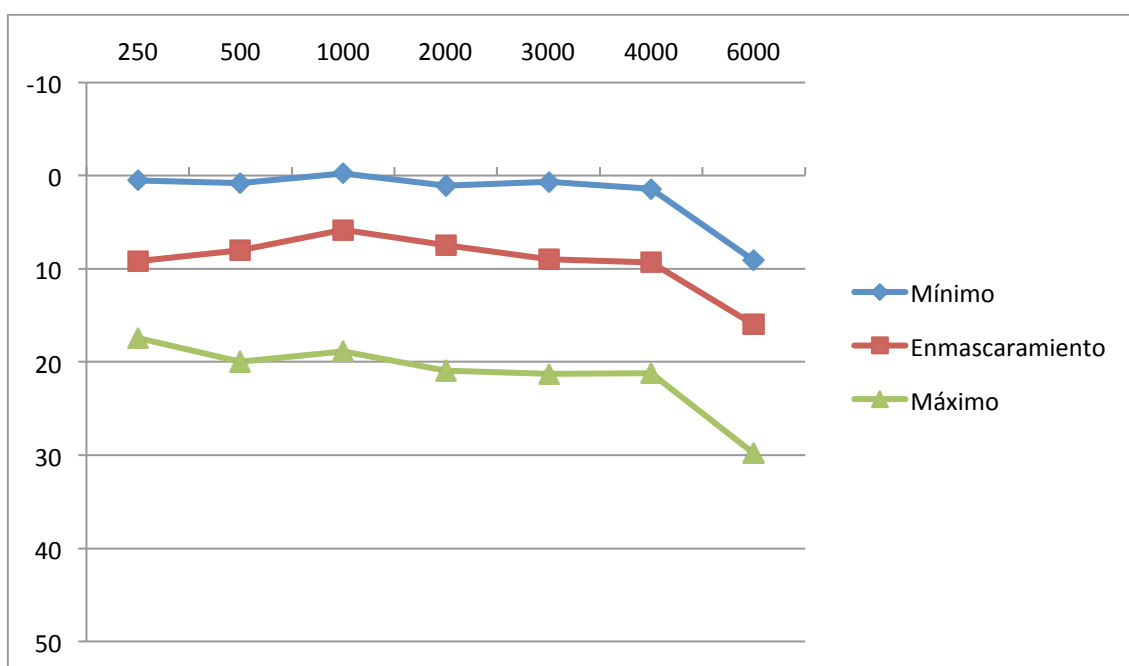


Figura 48. Medias de las medidas superior e inferior del batimiento y la del umbral óseo medido con enmascaramiento en los tres grupos.

1.2.3. Grupo pacientes sanos

Tabla 5. Distancia entre medidas superior e inferior del batimiento y la medida del enmascaramiento en el grupo de pacientes sanos y desviaciones estándar calculadas por frecuencias.

Frecuencia	D_{sup}	SD D_{sup}	D_{inf}	SD D_{inf}
250 Hz	8,3	6,8	9,0	6,6
500 Hz	12,3	10,4	6,7	6,6
1 000 Hz	14,6	6,9	4,8	5,1
2 000 Hz	14,0	7,8	6,3	5,6
3 000 Hz	12,5	4,8	8,6	4,1
4 000 Hz	14,5	5,8	6,1	7,1
6 000 Hz	15,6	7,4	6,8	6,4
Media	13,1	7,1	6,9	5,9

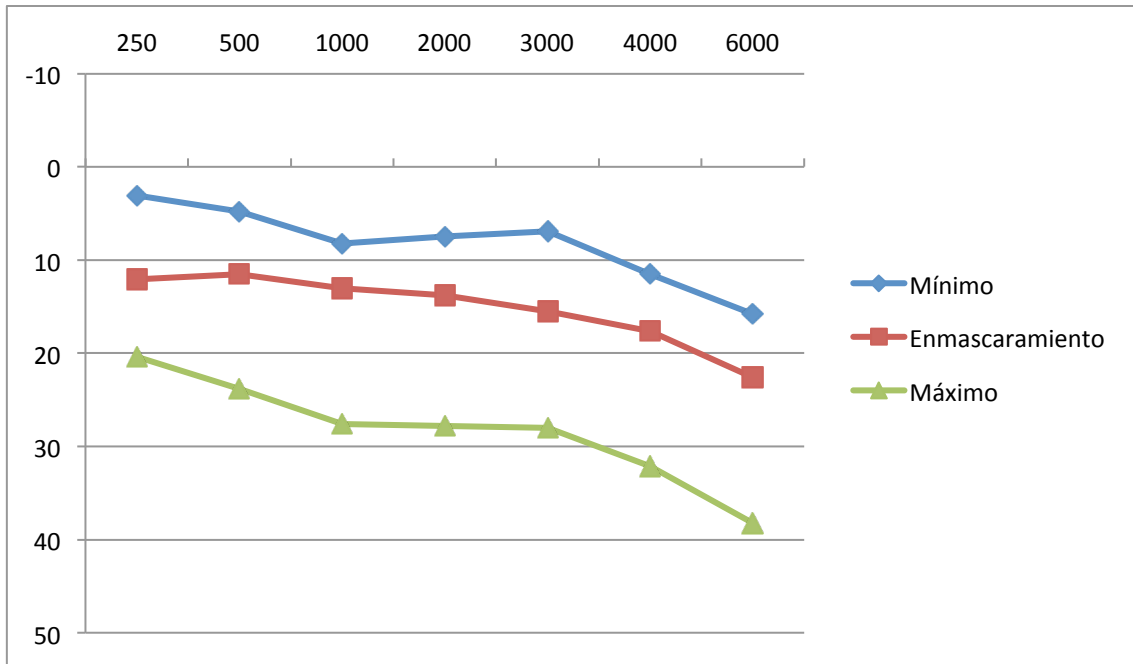


Figura 49. Medias de las medidas inferior y superior del batimiento y la del umbral óseo medido con enmascaramiento calculadas por frecuencias en pacientes sanos.

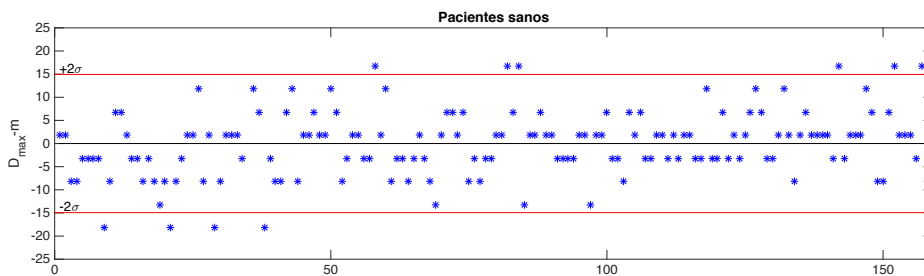


Figura 50. Gráfico de Bland-Altman de las mediciones para el grupo de pacientes sanos.

1.2.4. Grupo pacientes Hipoacusia neurosensorial

Tabla 6. Distancia entre medidas superior e inferior del batimiento y la medida del enmascaramiento y desviaciones estándar calculadas por frecuencias en el grupo de pacientes con hipoacusia neurosensorial.

Frecuencia	D_{sup}	SD D_{sup}	D_{inf}	SD D_{inf}
250 Hz	7,5	3,5	9,0	3,9
500 Hz	11,0	5,2	7,0	4,8
1 000 Hz	9,0	5,2	8,0	3,5
2 000 Hz	11,5	4,7	6,0	5,2
3 000 Hz	11,0	4,6	6,5	4,1
4 000 Hz	4,0	8,1	12,5	11,1
6 000 Hz	8,5	4,1	7,0	2,6
Media	8,9	5,1	8,0	5,0

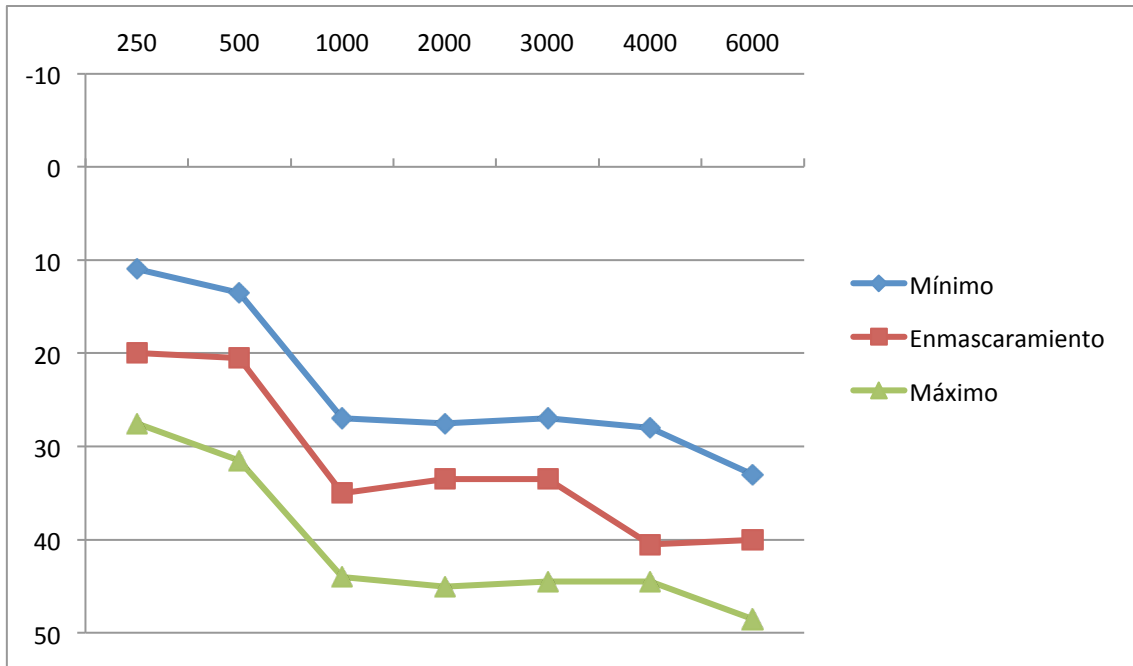


Figura 51. Medias de las medidas inferior y superior del batimiento y la del umbral óseo medido con enmascaramiento en pacientes con hipoacusia neurosensorial.

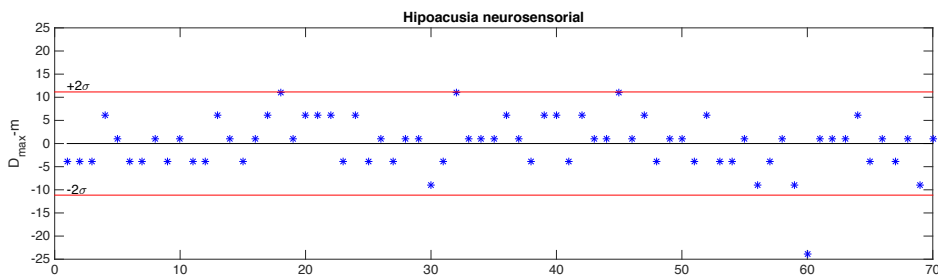


Figura 52. Gráfico de Bland-Altman de las mediciones para el grupo de pacientes con hipoacusia neurosensorial.

1.2.5. Grupo pacientes hipoacusia de transmisión

Tabla 7. Distancia entre medidas superior e inferior del batimiento y la medida del enmascaramiento en el grupo de pacientes sanos y desviaciones estándar calculadas por frecuencias en el grupo de pacientes con hipoacusia de transmisión.

Frecuencia	D_{sup}	$SD D_{sup}$	D_{inf}	$SD D_{inf}$
250 Hz	8,5	5,8	7,5	5,9
500 Hz	12,5	9,5	8,5	5,3
1 000 Hz	13,5	4,1	7,0	3,5
2 000 Hz	14,0	6,6	7,0	4,2
3 000 Hz	13,0	5,4	9,5	4,4
4 000 Hz	14,0	6,1	7,0	8,2
6 000 Hz	14,5	9,0	7,0	7,5
Media	12,9	6,6	7,6	5,6

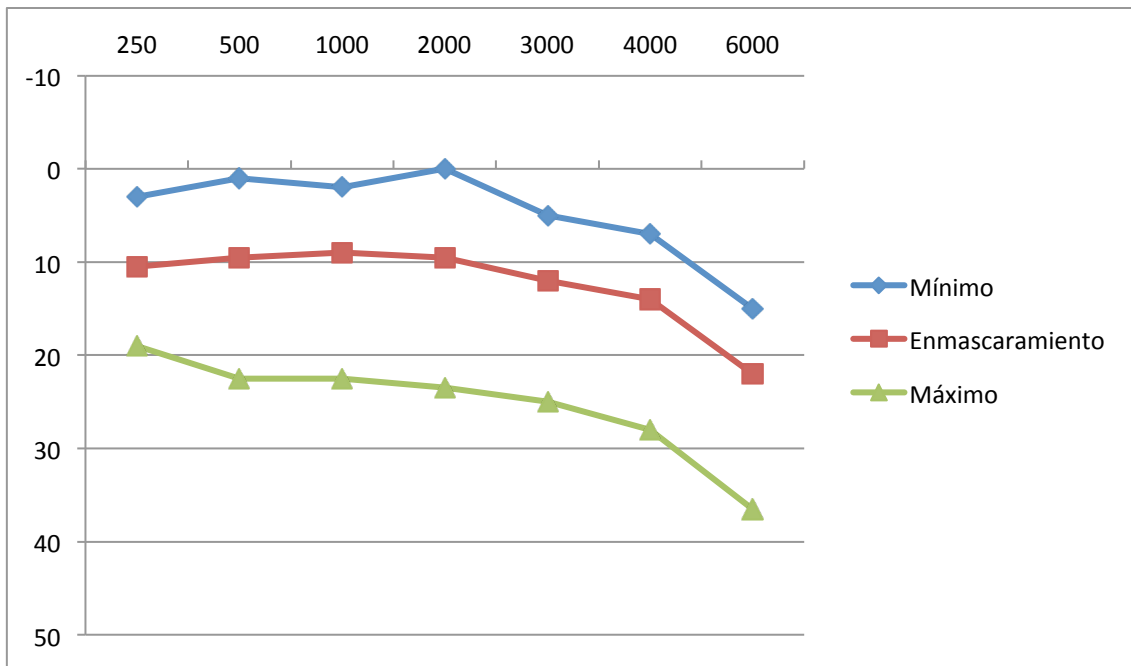


Figura 53. Medias de las medidas inferior y superior del batimiento y la del umbral óseo medido con enmascaramiento en pacientes con hipoacusia de transmisión.

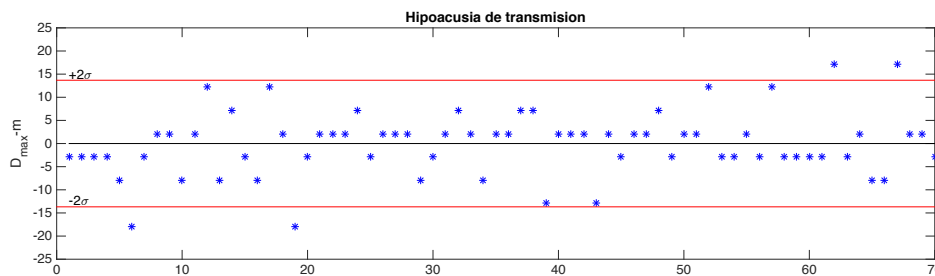


Figura 54. Gráfico de Bland-Altman de las mediciones para el grupo de pacientes con hipoacusia de transmisión.

Los gráficos de Bland-Altman muestran que casi la totalidad de los resultados están comprendidos entre la media y dos desviaciones estándar, lo que asegura la representatividad estadística de la muestra.

En todos los pacientes se consiguió obtener un reconocimiento del batimiento en todas las frecuencias, no se encontró la aparición de armónicos debido a que estos aparecerían con una cancelación completa, pero en las frecuencias de 1 000 y 2 000 a veces hemos percibido que en los niveles de intensidad más elevados de desaparición del batimiento, aparece un tono continuo pero con un timbre irregular, que sospechamos sea un armónico, que al aparecer junto a un tono de menor frecuencia no se enmascare y sea fácilmente percibido por el paciente, pero en la mayoría de los casos cede al elevar la intensidad otros 5 dB, pero creemos que puede dar lugar a rangos más amplios de percepción del batimiento por confusión.

Esta interferencia no aparece de forma rítmica, como el batimiento, por lo que creemos que sería conveniente al menos confirmar con el paciente si lo que oye es pulsado o irregular alterando la frecuencia del batimiento uno o dos Hz,

que altera muy poco el armónico pero altera la velocidad del batimiento claramente.

1.3. Medición del efecto oclusión

Se observó un efecto de oclusión en 6 pacientes sanos de 7 dB en 250 Hz, 7,5 dB en 500 Hz y de 2,5 dB en los 1 000 Hz que modificaba los puntos de mínima y máxima intensidad de aparición del batimiento mejorando los umbrales en ambos casos. Esta medida se utilizó para corregir los datos del batimiento en el grupo de pacientes sanos y en los de hipoacusia neurosensorial.

Destaca la poca entidad del efecto oclusión, y sospechamos que el efecto se debe a que lo hemos calculado usando el batimiento de dos sonidos de frecuencias similares pero con 3 Hz de diferencia, aunque la onda resultante que se genera en la cóclea es sinusoidal, puede generar la aparición de armónicos. Estos armónicos aparecen en otras frecuencias, y aparecen incluso cuando ambos tonos están cancelados, al igual que en los trabajos de Khanna, Tonndorf y Queller en 1976 y Stenfelt en 2007, por lo que en el batimiento también pueden aparecer teóricamente armónicos en los niveles de 40 a 70 dB en las frecuencias por debajo de 2 000 Hz, encontrados en el método de cancelación por estos autores. Estos armónicos generados son de menor intensidad medidos en dB SPL, pero al tener una octava más que la frecuencia testada su conversión en dB HL puede producir como resultado una mayor sensación de sonoridad incluso que la percibida en la frecuencia testada.

Debido a la aparición de armónicos, sospechamos que puede haber una dispersión de la energía acústica en estos armónicos generados, resultando de un menor efecto oclusión del esperado como hemos encontrado.

1.4. Generación de batimiento unilateral y bilateral

Los 5 pacientes en los que se realizó esta prueba detectaron el batimiento producido por los dos vibradores en todas las frecuencias.

El batimiento dejó de percibirse al aplicar ruido enmascarante en el oído que recibía el sonido de menor intensidad en las frecuencias de 1 000, 2 000, 3 000, 4 000 y 6 000 salvo en dos pacientes con la frecuencia de 2 000 Hz y en un paciente con la frecuencia de 6 000 Hz. No desapareció el batimiento en las frecuencias de 250 y 500 Hz.

El batimiento no desapareció al aplicar el ruido enmascarante en el oído que recibía el sonido de mayor intensidad, y permanecía si se incrementaban simultáneamente ambos sonidos (dentro de los límites de la tarjeta de sonido del ordenador).

En los casos en los que el batimiento desaparecía en el oído que recibía la menor intensidad, los pacientes no sabían dónde se producía el sonido batiente.



V. DISCUSIÓN

1. Comparación del batimiento con el enmascaramiento

Los resultados obtenidos nos indican que cuando aplicamos en la audiometría tonal liminar el batimiento en comparación con el enmascaramiento encontramos las siguientes ventajas e inconvenientes:

1.1. Ventajas

- a. El batimiento busca los umbrales de igual forma que el enmascaramiento pero en vez de presentar un ruido presenta un tono puro con tres Hz de diferencia a una intensidad fija que calcula el paciente al indicarnos su umbral aéreo, mientras que en el enmascaramiento esta intensidad es variable, hay que calcular un nivel inicial de ruido e interrogar varias veces al paciente sobre la aparición del tono puro en varias condiciones de ruido prolongándose la prueba con el consiguiente cansancio del paciente.
- b. Al realizar el cálculo del umbral de la vía aérea cambiamos el modo del sonido que presentamos por vía aérea de pulsátil a continuo sin más modificaciones en la configuración del audiómetro, agilizando la prueba, realizando el cálculo de la vía aérea y ósea de forma consecutiva en cada frecuencia.
- c. Si el paciente oye el batimiento con el vibrador óseo a 10 dB por encima del umbral aéreo podemos afirmar que el umbral aéreo es igual al óseo sin ningún paso más.
- d. En el batimiento podemos comenzar a medir los umbrales en cualquiera de los dos oídos, incluso si uno tiene la vía aérea lateralizada al oído contra lateral.
- e. En el batimiento podemos confirmar la percepción del batimiento en el oído testado presentando en los dos auriculares uno de los tonos o cambiando la colocación del auricular, al igual que la lateralización de la vía aérea al oído contra lateral.
- f. El cálculo del GAP no se ve influenciado por una vía aérea errónea, ya que se desplaza igualmente el umbral óseo, fenómeno puede ocurrir en la audiometría con enmascaramiento.
- g. En el batimiento podemos confirmar si el paciente no es capaz de identificar los batidos presentando uno de los tonos de forma modulada y observar si el paciente lo identifica (aumentar uno o 2 Hz la diferencia de los tonos facilita la identificación), en el enmascaramiento tenemos que presentarlo a veces de forma más intensa cuando el paciente tiene dudas, tomando el valor más alto al percibir solo una vez una intensidad menor.
- h. Además se puede realizar la prueba sin ocluir el oído no testado, eliminándose el posible aumento de la sensibilidad al sonido en el oído testado debido al fenómeno de falso Bing de Fournier.
- i. Es muy fácil verificar si un paciente está diciendo la verdad suprimiendo el sonido de la vía aérea cuando el paciente oye los batidos o aplicando un sonido modulado cuando el paciente dice que es continuo. Además si no puede percibir donde hay batimiento cuando se produce éste en el oído testado a una intensidad menor que en el no testado, podemos

identificar umbrales por debajo del umbral del mejor oído en hipoacusias funcionales (límite del test de Stenger)

- j. No hay las limitaciones de potencia en el vibrador durante el enmascaramiento por vía ósea, y no hay limitaciones por hipoacusias de transmisión severas ni lateralizaciones de la vía aérea como en los test de Rainville, M-R test y SAL.
- k. Las dificultades técnicas encontradas hace años hoy no son tales si se fabricaran audiómetros capacitados para la realización de la audiometría con tonos de pocos Hz de diferencia.
- l. Podemos calcular el umbral de la vía ósea en un oído sin saber los umbrales de la vía aérea generando un batimiento unilateral con dos vibradores, de especial interés en alteraciones severas de la anatomía del oído externo y medio.

1.2. Inconvenientes

- a. En el batimiento hay que indicar al paciente que identifique un tono pulsátil igual que en el enmascaramiento, pero a veces pueden producirse errores debido a que perciben un tono puro continuo de similar frecuencia al tono testado que pudiera producir errores.
- b. El batimiento precisa de la audición de un tono mediante un auricular en el oído testado, por lo que aparece el efecto de oclusión en las frecuencias de 1 000, 500 y 250 Hz. Este fenómeno puede reducirse realizando la prueba con auriculares que lo aminoren (aumentan el volumen entre el altavoz y el pabellón auditivo o tienen aperturas al exterior), o realizando otro de los métodos propuestos como el que usa dos vibradores o el que coloca un auricular en un oído y el vibrador en el contra lateral, en los que no se ocluye el oído testado. También podemos realizar la prueba aplicando el sonido por vía aérea en campo libre, ocluyendo el oído no testado con un auricular.
- c. El cálculo del umbral óseo precisa de una corrección si lo buscamos por encima del umbral aéreo y descendemos su intensidad, precisando de una corrección de -10 dB, y si lo buscamos subiendo los tonos batientes la corrección es de $+5$ dB (se percibe 5 dB antes de llegar al umbral).
- d. La posible aparición de un segundo armónico cuando se realiza el estudio de las frecuencias de 500 y 2 000 Hz, fenómeno que sucede en el método de cancelación, creemos que en el batimiento sucede en mayor cuantía porque aunque la onda generada por el batimiento es completamente sinusoidal, puede aparecer también el segundo armónico en una frecuencia una octava por encima de la frecuencia testada (el segundo formante), además aunque sea más débil, en las frecuencias graves el oído es más sensible una octava por encima de esas frecuencias, por lo que puede ser audible superpuesta a la testada y no es enmascarada, notando el paciente dos tonos al situarse este tono fuera de la banda crítica de la frecuencia testada (en frecuencias menores de 2 000 Hz es como máximo 400 Hz). Podría enmascarse con la frecuencia testada, presentándose en el mismo auricular en el que se presentara uno de los tonos batientes. Este sonido es de diferente frecuencia y podría afectar a la prueba, el paciente notaría que el tono presentado tiene otro tono superpuesto (en el oído notaría cierta

rugosidad o irregularidad cuando percibe el batimiento), siendo preciso en ese caso enmascarar esa frecuencia (estará lejos de el ancho de banda crítico, por lo que no afectaría al umbral del oído testado) o interrogar al paciente si el tono testado lo detecta batiente o irregular, ya que éste armónico en los casos de cancelación se detecta durante las cancelaciones y por lo tanto en el batimiento sería un tono continuo, que podría aparecer en los límites de aparición del batimiento aumentando el rango durante el cual aparece éste. Esto explicaría los rangos tan amplios que aparecen, fuera de los límites de la jnd para el nivel del umbral.

- e. Al igual que el ruido en la audiometría tonal, la mejor audición del sonido continuo en el oído no testado puede producir una dificultad en el reconocimiento del batimiento debido a su efecto en el sistema nervioso central, en la cancelación era más fácil obtener la total cancelación del sonido enmascarando el oído no testado, pudiendo afectar a los umbrales medidos por el batimiento, pero seguramente este efecto es menor que con el enmascaramiento ya que incluso el fenómeno de los pulsos binaurales genera una sensación de movimiento del sonido en la cabeza. Además en el FIT test se ha comprobado la medición de los umbrales auditivos presentando un tono continuo 5 dB por encima del umbral mientras otro tono se incrementa en el contra lateral con igual frecuencia hasta que el paciente perciba un cambio en la localización de la fuente sonora, aunque el oído no testado tenga una hipoacusia severa. Este fenómeno aparece con más intensidad en el batimiento cuando testamos el peor oído ya que el sonido se desplaza de un oído a otro por un fenómeno físico no psicoacústico, y por tanto puede ser más fácilmente percibido.

2. Comparación medidas de aparición del batimiento

2.1. Error del punto inferior de aparición del batimiento

Los métodos propuestos por Jørgensen se basan en el punto de mayor batimiento con un tono a nivel del umbral o 20 dB por encima del umbral, pero el que se utilizó con más frecuencia fue buscar el tono presentado por vía ósea que con menor intensidad genere batimientos con otro presentado por vía aérea a 5 dB por debajo del umbral. En los ejemplos expuestos en el apartado de métodos propuestos podemos observar que en algunos ejemplos el batimiento aparece antes en el oído no testado que en el testado si incrementamos su intensidad de forma progresiva, sobre todo en pacientes con hipoacusia neurosensorial o de transmisión unilaterales severas, que son los casos en los que según Jørgensen, Suzuki e Ichikawa percibieron que el batimiento no era el test idóneo para la realización de la audiometría.

La aparición de este fenómeno se debe a que si teóricamente la atenuación interaural de la vía aérea (A/A) es mayor que el GAP más la atenuación interaural de la vía ósea (A/O), aunque el GAP sea muy grande, es razonable que un sonido presentado por vía aérea en un oído siempre llegue a mayor intensidad a la cóclea del oído donde se aplica que al contra lateral, Turner en el método optimizado igualmente utiliza esta teoría para calcular el máximo

nivel de enmascaramiento permitido, sin incluir la atenuación interaural ósea, ya que la mínima atenuación interaural de la vía ósea se asume como poco significativa (de valor cero) en comparación con la aérea.

$$AIA > GAP + AIO$$

De esta forma cuando un sonido más intenso presentado por vía ósea (VO) se suma con que el que se presenta por vía aérea (VA) restándole el GAP , la diferencia entre ambos es menor que la diferencia entre los que llegan atenuados por la atenuación interaural aérea y ósea.

$$VO - (VA - GAP) < (VO - AIO) - (VA - AIA)$$

Si restamos el GAP a ambas ecuaciones.

$$VO - VA < (VO - VA) + AIA - (GAP + AIO)$$

Si $AIA > GAP + AIO$ entonces a $(VO - VA)$ hay que sumarle un valor positivo al lado derecho de la ecuación, por lo que la diferencia entre la vía ósea y la aérea en el oído testado cuando VO es mayor que VA será menor en el oído testado.

Si el sonido que llega por vía ósea es de menor intensidad que el que llega al oído testado por vía aérea tras atenuarse por el GAP y ocurre lo mismo en el oído contra lateral, tendríamos la siguiente ecuación.

$$(VA - GAP) - VO > (VA - AIA) - (VO - AIO)$$

Si sumamos el GAP a ambas ecuaciones.

$$VA - VO > (VA - VO) - AIA + (GAP + AIO)$$

Si $AIA > GAP + AIO$ entonces a $(VO - VA)$ hay que sumarle un valor negativo al lado derecho de la ecuación, por lo que la diferencia entre la vía ósea y la aérea en el oído no testado cuando VO es menor que VA será menor que en el oído testado. Si en el oído no testado el sonido atenuado del auricular contra lateral es audible o incluso está por lo menos 5 dB debajo del umbral, se percibirá batimiento en él antes de aparecer en el oído testado si incrementamos progresivamente el sonido presentado por vía ósea.

Además del error por posible aparición del batimiento en la intensidad menor donde se produce, también se pueden generar pulsos binaurales cuando el sonido presentado por vía aérea (que se oye en el oído testado) se percibe a la vez que el presentado por vía ósea cuando es audible solamente por el oído no testado si tiene mejor umbral. En esta situación cada oído oye un tono diferente y pueden aparecer pulsos binaurales, aunque como la diferencia entre ambas frecuencias es de sólo 3 Hz, el paciente percibirá que la fuente sonora que escucha se mueve de un lado al otro de la cabeza, generando en ocasiones una errónea sensación de batimiento al percibirlo diferente. Si buscamos la intensidad del vibrador óseo en la que aparezca el batimiento, éste sonido se

oirá en ambos oídos ya que en el oído testado enmascara al presentado por vía aérea con el auricular.

2.2. Modificaciones de las intensidades inferior y superior en las que aparece el batimiento

Hemos encontrado, al igual que otros autores, la aparición de batimientos con sonidos por debajo del umbral óseo del paciente, con efecto oclusión y durante rangos amplios, de aproximadamente 20 dB, apareciendo una relación entre el umbral calculado y las intensidades últimas en las que aparecía el batimiento, encontramos que la máxima intensidad con la que aparecía el batimiento distaba 12,1 dB (SD 6,9) del umbral calculado con el enmascaramiento e igualmente cuando tenía 7,1 dB menos (SD 5,7).

Cuando el sonido presentado por vía ósea era mayor, el batimiento era más fácilmente identificable que cuando era menor, esto se explica porque el oído humano es más sensible a los cambios de intensidad del sonido cuando éste es más intenso. Este error puede influir en la medición del punto de aparición del batimiento cuando el sonido presentado por vía ósea es más intenso, pero la modulación de dos sonidos batientes cae siguiendo una curva logarítmica, cuando ambos sonidos se diferencian 5 dB la modulación resultante es de 2,84 dB, con 10 dB se modulan 0,87 dB, con 12 dB se modulan 0,54 dB, con 15 dB se modulan 0,27 dB y con 20 dB sólo 0,08 dB, por lo que a intensidades mayores el oído puede percibir mejor la modulación pero se deja de percibir el batimiento, por lo que dicha desviación no debe ser muy grande, y creemos que puede ser debida a un error en el cálculo del umbral de la vía aérea.

El cálculo del umbral óseo está influenciado por el previo de la vía aérea (su cálculo se basa en llegar a la misma intensidad que éste) por lo que no se modifica el cálculo del GAP aunque la vía aérea sea errónea, si el umbral de la vía aérea es mayor del real, el umbral de la vía ósea también está aumentado en la misma medida. Además un umbral aéreo erróneo puede modificar el rango durante el cual se percibe el batimiento, ya que si es mayor al real el rango aumenta.

2.2.1. Cuando el umbral de la vía aérea es el correcto:

A nivel del umbral el sonido de intensidad fija se modula cancelándose totalmente cuando el batiente está en fase inversa o amplificándose hasta 3 dB si están en la misma fase, si estamos justo a nivel del umbral la curva de jnd tendríamos que desplazarla 3 dB a la izquierda, lo que mejora un poco la percepción de la modulación, pero el batimiento cae rápidamente, por lo que con 4,5 dB de diferencia ya no se percibe éste, al igual que cuando estamos buscando el momento en el que desaparece el batimiento al disminuir la intensidad de un sonido por debajo del umbral (figura 47).

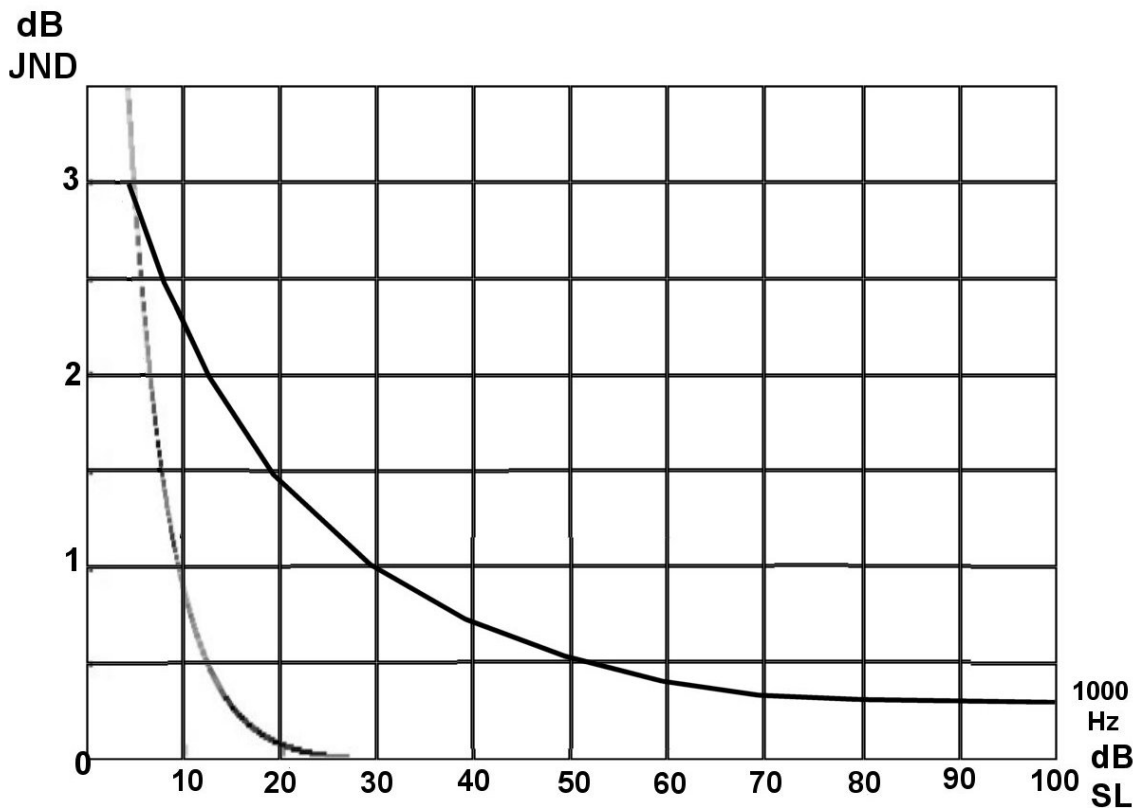


Figura 47. Curva de jnd con un tono puro de 1 000 Hz y curva de modulación de un sonido de intensidad fija con otro batiente de intensidad decreciente (color gris).

2.2.2. Cuando la vía aérea calculada está por encima del umbral

Cuando aumentamos la intensidad del sonido que se deja fijo su modulación es más fácilmente detectable (método utilizado por Jørgensen para hacer el batimiento más fácilmente detectable) pero la distancia a la cual desaparece el batimiento tiene pocas variaciones si el sonido que dejamos fijo está por encima del umbral, ya que con 10 dB sobre el umbral el batimiento desaparece cuando la diferencia entre ambos sonidos es de 7,2 dB, con 20 dB la diferencia ha de ser 9,2 dB, con 30 dB la diferencia ha de ser 11,2 dB y a partir de esa intensidad se estabiliza la sensibilidad a la modulación ya que con 40 dB ha de ser 12,6 dB, por tanto, esta variación del momento en el que desaparece la percepción del batimiento oscila entre 4,5 y 7,2 dB si el error de la vía aérea no supera los 10 dB (figura 48).

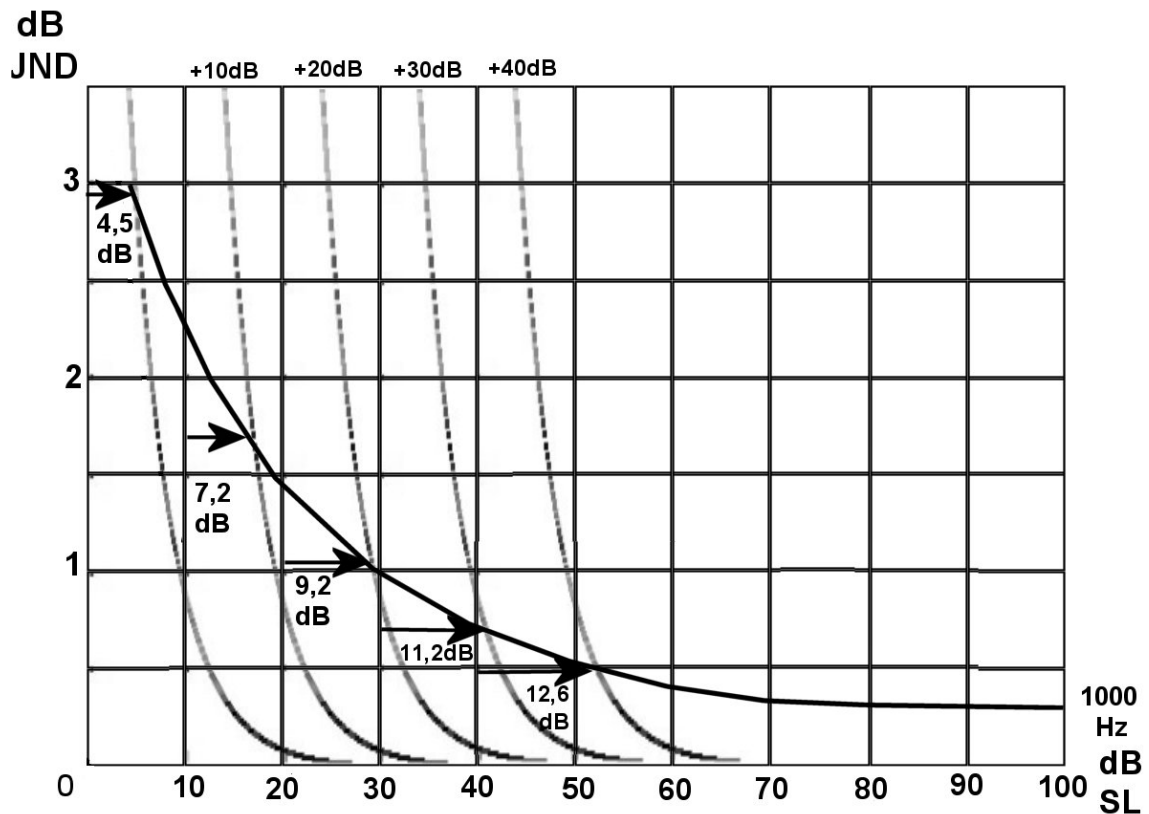


Figura 48. Curva de jnd (Riesz) y del batimiento (gris) con umbral desplazado 10, 20, 30 y 40 dB y el presentado por vía ósea sobrepasa el umbral.

Cuando el sonido presentado por vía ósea está por debajo del umbral el batimiento desaparece antes que cuando lo supera, ya que no se modifica la jnd, el rango durante el cual se percibe el batimiento es un poco inferior, entre 4,5 y 5,6 dB si el umbral de la vía aérea no tiene un error de más de 10 dB (figura 49).

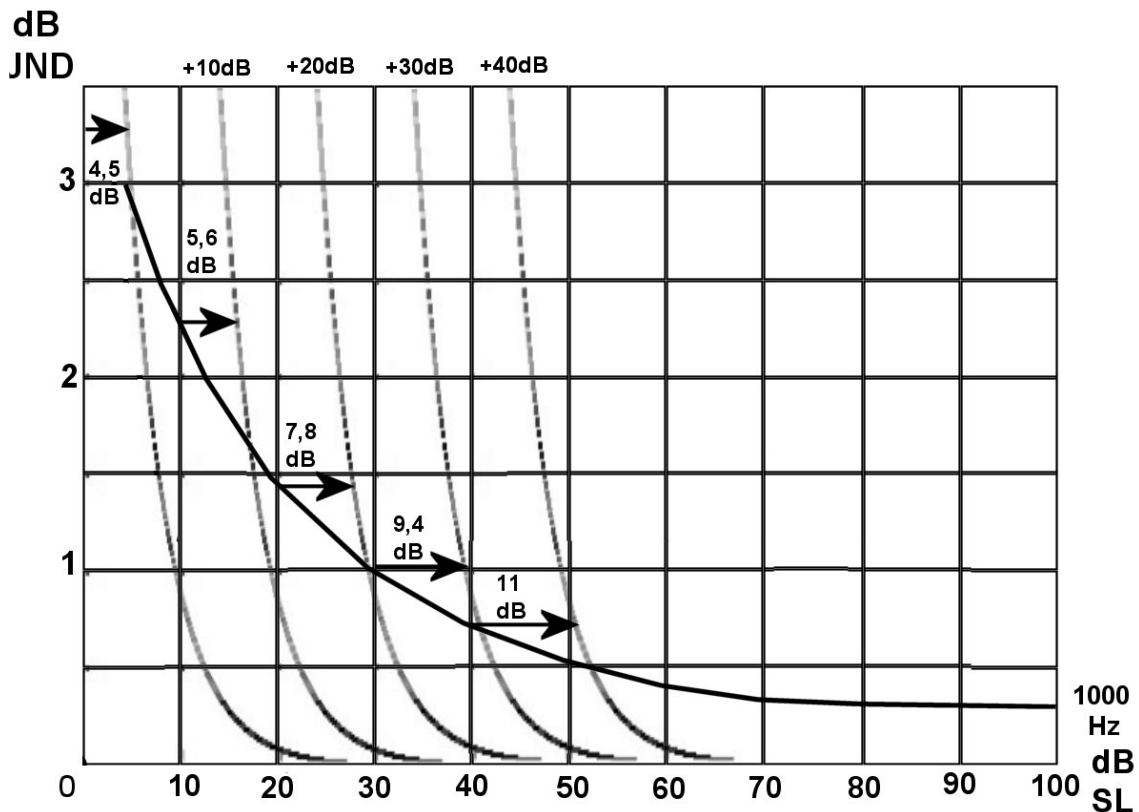


Figura 49. Curva de jnd (Riesz) y del batimiento (gris) con umbral desplazado 10, 20, 30 y 40 dB y el presentado por vía ósea está por debajo del umbral.

Sumando los rangos durante los cuales se percibe el batimiento por encima y debajo del umbral llegaríamos a un máximo de 12,8 dB con 10 dB de error en el umbral de la vía aérea y un mínimo de 9 dB si el tono fijo está justo con la intensidad del umbral, alejándose más la medida superior del batimiento (7,2 dB) de la menor (5,6 dB) al tener la vía aérea este error. Amplios rangos de batimiento podrían aparecer si el umbral aéreo sea mucho menor al real, hasta 25 dB aproximadamente (hipoacusias funcionales).

Si en vez de tomar como curva de jnd la curva de Riesz tomamos otras en las que hay mayor sensibilidad a la modulación como las del ruido, el rango durante el cual se percibe el batimiento es de aproximadamente 12,4 dB, pero si el sonido presentado por vía aérea supera levemente el umbral, se incrementa de forma rápidamente progresiva el rango, solo con 10 dB por encima de éste el rango aumentaría a 25,2 dB (figura 50).

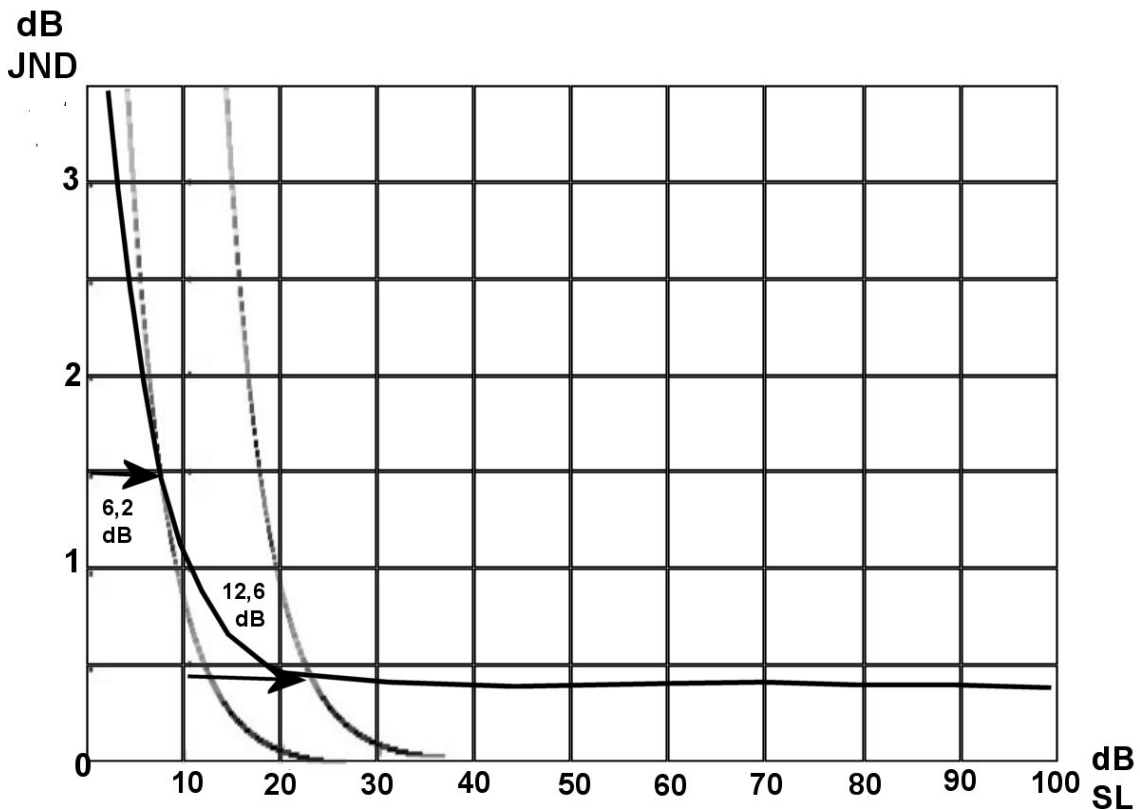


Figura 50. Curva de jnd con ruido y del batimiento (color gris) en el umbral y con umbral desplazado 10 dB.

3. Resultados obtenidos y esperados

3.1. Cálculo del umbral con la intensidad mayor en la que aparece el batimiento

Con los resultados obtenidos hemos encontrado rangos de batimiento de aproximadamente 19 dB con un tono fijo a la intensidad del umbral de la vía aérea, por lo que la percepción de esta modulación se aproximaría más a la curva de jnd con ruido. Otros factores que pueden hacer que los resultados obtenidos superen los esperados al superponer las curvas del batimiento a las de jnd para tonos puros es que en éstas el paciente solo tiene que indicar cuándo percibe el sonido batiente, aunque solo perciba algunos batidos. Las curvas de jnd de Riesz las hizo con sonidos batientes y hacen referencia a la detección de al menos un 50 % de las modulaciones presentadas de forma aislada, no con un ritmo como las del batimiento, y generalmente en otros estudios los resultados se validan cuando hay un 70 % de aciertos.

Otra posible explicación sería que dichos rangos sean amplios al aparecer en algún momento un armónico como hemos explicado antes, que aparecería sobre todo en el límite superior de aparición del batimiento ya que su intensidad depende del tono que lo genera y al tener otra frecuencia no se enmascara al oírse mejor que el tono que lo generó.

Riesz cuando calculó la jnd para los tonos puros utilizó sonidos batientes de corta duración, posiblemente al realizar cortas exploraciones el paciente no tenga tiempo de discriminar estas irregularidades en el tono testado, por lo que sería recomendable reducir el tiempo de presentación del tono y cambiar la velocidad del batimiento uno o dos Hz para confirmar dicha aparición al percibir el paciente un cambio en la velocidad de la modulación del sonido, que no aparecerá en el armónico, al ser un sonido irregular pero constante.

Con 15 dB de diferencia solo se percibe una modulación de 0,27 dB, en el límite de la jnd con sonidos muy intensos por lo que la desviación de la medida encima del umbral en la que aparece el batimiento no debe de tener más de 10 dB de desviación. La desviación estándar de 6,9 dB que encontramos sumando los tres grupos no dista mucho de la que aparece al repetir la audiometría a un paciente, por lo que creemos que no es muy elevada, pero es mayor que la que tiene la mínima intensidad en la que aparece el batimiento.

3.2. Generación del batimiento unilateral

En los pacientes a los que aplicamos con dos vibradores sonidos batientes los resultados fueron los esperados, en todas las frecuencias aparecieron batimientos y en las frecuencias de 1 000, 2 000, 3 000, 4 000 y 6 000 Hz el batimiento desapareció al presentar un ruido enmascarante en el oído en el que presentábamos el vibrador con la menor intensidad en 22 de las 25 mediciones, persistiendo el batimiento si incrementábamos las intensidades de los vibradores de forma simultánea hasta el límite de la tarjeta de sonido del ordenador ya que se mantenían las relaciones de intensidad entre ambos sonidos.

Esta percepción unilateral posibilitaría la realización del cálculo de los umbrales de la vía ósea incluso sin conocer los de la vía aérea si buscamos los umbrales incrementando ambos sonidos batientes simultáneamente y comprobando la lateralización del batimiento en el oído que recibe menos intensidad sonora (el testado) mediante el cambio de las intensidades y observar si desaparece o permanece el batimiento. Si al inicio de la prueba no desaparece el batimiento al cambiar las intensidades debido generalmente a una escasa atenuación interaural ósea, una alternativa razonable sería aumentar el tono más intenso hasta una intensidad 5 dB menor que en la que desaparece el batimiento buscándolo con incrementos de 5 en 5 dB, y corregir dicha corrección tras el cálculo de los umbrales, confirmando al final de la prueba que el batimiento es en el oído testado.

En esta prueba no debe de haber errores por la aparición de pulsos binaurales ya que el sonido más intenso enmascara el menos intenso en el oído no testado y en el testado el batimiento aparece simultáneamente o después del batimiento si elevamos la intensidad en el oído no testado.

En los casos en los que el batimiento desaparecía en el oído que recibía la menor intensidad, los pacientes no sabían dónde se producía el sonido batiente hasta que se enmascaraba ese oído.

En el caso del oído cófónico nunca conseguiremos confirmar la presencia del batimiento en el oído testado mediante la desaparición del batimiento con el intercambio de las intensidades de ambos vibradores.

VI. CONCLUSIONES

1. Podemos calcular el umbral óseo de un oído mediante la aplicación del batimiento tomando la medida de la mayor intensidad del vibrador óseo con la que aparece éste aplicando un factor de corrección.
2. El batimiento permite la búsqueda del umbral óseo de cada oído de forma independiente sin necesidad de tener en cuenta el oído contra lateral, siendo un procedimiento sencillo y verificable de búsqueda del umbral.
3. La posibilidad de que se incorporen al mercado audiómetros con la capacidad de generar los tonos requeridos para la aparición del batimiento permitirán realizar la audiometría tonal liminar con mayor facilidad y menos tiempo que la audiometría con enmascaramiento.
4. Por la escasa influencia de los errores en los umbrales de la vía aérea el cálculo del GAP puede ser mejor.
5. Gracias a que se puede generar la percepción del batimiento de forma unilateral, es posible la búsqueda de umbrales de la vía ósea en pacientes con anomalías anatómicas que impidan la transmisión del sonido por vía aérea.
6. El batimiento puede facilitar la detección de la lateralización de la vía aérea al oído no testado y en caso de producirse, (límite de los métodos de SAL y Rainville) permitiría la detección del GAP incluso aunque el oído no testado tenga una severa hipoacusia de transmisión.
7. Podemos detectar hipoacusias funcionales como con el test de Stenger.

VII. BIBLIOGRAFÍA

- [Adelman2012] Adelman, C.; Fraenkel, R.; Kriksunov, L.; Sohmer, H., (2012). Interactions in the cochlea between air conduction and osseous and non-osseous bone conduction stimulation. *Eur Arch Otorhinolaryngol.* 269 (2), 425-9.
- [AEDA2002] AEDA. Normalización de las pruebas Audiológicas (I): La audiometría tonal liminar. *Auditio: Revista electrónica de audiología.*(2002). Vol 1(2), 16-19.
- [Akeroid2010] Akeroyd, M.A. (2010). A binaural beat constructed from a noise (L). *J Acoust Soc Am.* Dec;128(6):3301-4.
- [Allen1997] Allen, J.B.; Neely S.T. (1997). Modeling the relation between the intensity just-noticeable difference and loudness for pure tones and wide bandnoise. *J Acoust. Soc. Am.* 102 (6), 3628-46.
- [ASHA2005] American Speech-Language-Hearing Association. (2005). Guidelines for manual pure-tone threshold audiometry [Guidelines]. Disponible en: <http://www.asha.org/policy>.
- [Ahmore1986] Ashmore, J.F.; Meech, R.W. (1986) Ionic basis of the resting potential in outer hair cells isolated from the guinea pig cochlea. *Nature* 322: 368-371.
- [Barti2010]. Barti, R. (2010). Acústica medioambiental. Vol I. Alicante: Editorial Club Universitario.
- [Breazeale2007] Breazeale M.A.; McPherson, M. (2007). Physical acoustics. (pp 207-238). En Rossing, T.D. Ed. *Springer Handbook of Acoustics*. New York: Springer.
- [Clavier2010] Clavier O.H.; Norris J.A.; Dietz A.J. (2010). A comparison of the nonlinear response of the ear to air and to bone-conducted sound. *Hearing Res.* 263, 224–32.
- [Clark1981] Clark, J. G. (1981). Uses and abuses of hearing loss classification. *Asha*, 23, 493–500.
- [Dean2000] Dean, M.S.; Martin, F.N. (2000). Insert earphone depth and the occlusion effect. *Am J Audiol.* Dec; 9(2):131-4.
- [Dempsey1990] Dempsey, J.J.; Levitt, H. (1990). Bone Vibrator Placement and the Cancellation Technique. *Ear hear*, 11 (4), 271-81.
- [De Sebastián 1999] De Sebastián, G. (1999) *Audiología Práctica*. Buenos Aires, Médica Panamericana.
- [Donohoo1972] Donohoo, R.M. (1972). *A new system for performing the sensori-neural acuity level (SAL) test. (Tesis doctoral)*. Graduate Faculty of Texas Tech University. Texas.
- [Fernandes2009] Fernandes, K. C.; Russo, I.C. (2009). Clinical masking: applicability of plateau and optimized methods in hearing thresholds testing. *Pro Fono.* 21 (4), 333-8.
- [Franco2009] Franco, F.J.; Zaragoza, L.; Padilla, M.; Guerrero, M.A.; Perez, A; Pertierra, M.A.; Gonzalez, M. (2009). Enmascaramiento por vía ósea (aportación a los test de Rainville y S.A.L.). *Jaén Póster Congreso SORLA*.

- [Galambos1959] Galambos, R.; Schwartzkopff, J.; Rupert, A. (1959) Microelectrode study of superior olivary nuclei. *Am. J. Physiol.* 197, 527-36.
- [Gelfand2010] Gelfand, S.A. (2010). *Hearing*. 5ª Ed. UK: Informa Healthcare.
- [Gelfand2011] Gelfand, S.A. (2011). *Essentials of Audiology*. 3ª Ed. New York: Thieme Medical Publishers Inc.
- [Goldstein1994] Goldstein, B.; Newman, C. (1994). Clinical masking: a decision making process. En Katz J, ed. *Handbook of Clinical Audiology*. (pp 109–131). Baltimore, MD: Williams and Wilkins.
- [Greenwood1990] Greenwood, D. (1990) A cochlear frequency-position function for several species: 29 years later. *J Acoust Soc Am.* 87:2592-2605.
- [Groen1964] GROEN, J.J. (1964). Super and subliminal binaural beats. *Acta Otolaryngol.* Mar-Apr;57:224-30.
- [Grose1994] Grose, J.H.; Hall, J.W. 3rd, (1994). Modulation detection interference (MDI) in listeners with cochlear hearing loss. *J Speech Lang Hear Res.* 37(3). 680-6.
- [Grose2012] Grose, J.H.; Buss, E.; Hall, J.W. 3rd. (2012). Binaural beat salience. *Hear Res.* Mar;285(1-2):40-5.
- [Hall1999] Hall, J.L. Auditory Psychophysics for Coding Applications. En *Digital Signal Processing Handbook*. Madiseti, V.K.; Williams D.B. Boca Raton. CRC Press LLC.
- [Hall2005] Hall, J.W. (2005). The clinical challenges of bone-conduction measurement. *The hearing journal*, 58, 10-15.
- [Helmholtz1885] Helmholtz, H.L.F. (1885) *On the sensations of tone as a physiological basis for the theory of music*. Londres: Longmans.
- [Herrero2007] Herrero D.; Gil-Carcedo L.M.; Gil-Carcedo E.; Vallejo L.A. (2007). Acústica y psicoacústica. En *Tratado de Otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello*. Suárez C.; Gil-Carcedo L.M.; Marco J.; Medina J.E.; Ortega P.; Trinidad J. Tomo 2. 2ª Ed. (Pp 933-52). Buenos Aires. Madrid: Ed. Médica Panamericana.
- [Heelman1972] Hellman, R.P. (1972). Asymetry of masking between noise and tone. *Perception and Psychophysics.* 11(2):241-6.
- [Holley1996] Holley, M.C. (1996) Outer hair cell motility. En *The Cochlea*. Dallos, P.; Popper, A.N.; Fay R.R. (Eds) . (Pp. 386- 434). Springer.
- [Hood1960] Hood, J.D., (1960). The Principles and Practice of bone-conduction audiometry. *The Laryngoscope*, 70, 1211-28.
- [Jahn1982] Jahn, A.F., Tonndorf, J. (1982). Lateralization of bone-conducted sounds. *Am J Otolaryngol.* 3(2). 133-140.
- [Jerger1960] Jerger, J.; Tillman, T. (1960). A new method for clinical determination of sensorineural acuiti level (SAL). *Archives of Otolaryngology*, 71, 948-53.
- [Jørgensen1948] Jørgensen, H. (1948). Some Investigations of Beats and Attempts of Application in Clinical Audiometry. *Acta Oto-Laryngologica Vol36*, Suppl 74. 117-130

- [Khanna1976] Khanna, S.M., Tonndorf, J., Queller, J.E. (1976). Mechanical parameters of hearing by bone conduction. *J. Acoust. Soc. Am.* 60 (1), 139-54.
- [Kapteyn1980] Kapteyn T.S., Snel, A.M., Vis, E.C. (1980) The cancellation method for an accurate determination of an air-bone gap. *Arch Otorhinolaryngol.* 228, 199-204.
- [Kapteyn1983] Kapteyn, T.S.; Boezeman, E.H.; Snel, A.M., (1983). Bone-conduction measurement and calibration using the cancellation method. *J. Acoust. Soc. Am.* 74 (4), 1297-99.
- [Kollmeier2008] Kollmeier, B.; Brand, T.; Meyer, B. (2008). Perception of Speech and Sound. En Benesty, J.; Sondhi, M.M.; Huang, Y. *Springer handbook of speech processing.* (Pp. 65).Springer.
- [Kros1990] Kros, C.J.; Crawford, A.C. (1990) Potassium currents in inner hair cells isolated from the guinea-pig cochlea. *J Physiol.* 421: 263-291.
- [Lamoré1980] Lamoré, P.J.J.; Rodenburg, M. (1980). Signification of the SISI test and its relation to recruitment. *Audiology.* 19:75-85.
- [Lehnhardt1961] Lehnhardt, E. (1961) Die akustische Korrelation. *Arch Ohren-Nasen-Kehlkopfheilkd.* 178:493–497.
- [Lewitt1971] Levitt, H. (1971) Transformed Up–Down methods in Psychoacoustics. *J. Acoust. Soc. Am.*, 49 (2), pp. 467-477.
- [Liden1959] Liden, G.; Nilsson, G.; Anderson, H. (1959). Masking in clinical audiometry. *Acta Otolaryngol* 50:125–136.
- [Lightfoot1960] Lightfoot, C. (1960) The M-R test of bone conduction hearing. *Laryngoscope.* 70(11), 1552-9.
- [Licklider1950] Licklider, J.C.R.; Webster, J.C.; Hedlun, J.M. (1950) On the frequency limits of binaural beats. *J. Acoust. Soc. Am.* 22:468–473.
- [Lowy1942] Lowy, K. (1942). Cancellation of the electrical cochlear response with air and bone conducted sound. *J. Acoust. Soc. Am.* 14, 156-8.
- [Luce2013] Luce, R.D. (2013). *Sound & Hearing: A Conceptual Introduction.* Nueva York: Psychology Press.
- [Martin1974] Martin, F. (1974). Minimum effective masking levels in threshold audiometry. *J Speech Hear Disord.* 39:280–285.
- [Martin1998] Martin, F; Champlin, C; Chambers, J. (1998). Seventh survey of audiological practices in the United States. *J Am Acad Audiol.* 9:95–104.
- [Mehta2000] Mehta, A.K.; Singh, V.K. (2000). Screening tests for non organic hearing loss. *MJAFI.* 56, 79-81.
- [Olson1967] Olson, H.F. (1967). *Music, Physics and Engineering* (Pp. 171, 248–251). Dover Publications.
- [Oster1973] Oster, G. (1973). Auditory beats in the brain. *Sci Am.* Oct;229(4):94-102.
- [Plack2005] Plack, C.J. (2005). *The sense of hearing.* Mahwaw, New Jersey: Erlbaum.

- [Pope1998] Pope, M.L. (1998) A FIT Solution. *J Am Acad Audiol* 9: 221-226.
- [Portmann1979] Portmann, M.; Portmann, C. (1979). *Clinical Audiometry*. Barcelona: Toray-Masson.
- [Puria2012] Puria, S.; Rosowski, J.J. (2012). Békésy's contributions to our present understanding of sound conduction to the inner ear. *Hear Res*. 293. 21-30.
- [Rayleigh1894] Rayleigh, J.W. Strutt, Baron. *The theory of sound Vol 2*. Londres: Mcmillan.
- [Rainville1955] Rainville, M.J. (1955). Nouvelle methode d'assourdissement pour le releve des courbes de conduction osseuse. *Jour Franc d' Oto-Rhino-Laryngol*, 4, 851-8.
- [Riesz1928] Riesz, R. (1928). Differential intensity sensitivity of the ear for pure tones. *Phys. Rev.* 31, 867-75.
- [Roeser2000] Roeser, R.J.; Clark, J.L. (2000). Clinical masking. En Roeser, R, Valente, M, Osford-Dunn H, eds. *Audiology Diagnosis*. (pp 243–279) .New York: Thieme Medical Publishers, Inc.
- [Roeser2007a] Roeser, R.J.; Clark, J.L. (2007). Pure – Tone Tests. En Roeser, R.J., Valente, M., Osford-Dunn, H. eds. *Audiology Diagnosis* (pp 238-260). New York: Thieme Medical Publishers, Inc.
- [Roeser2007b] Roeser, R.J.; Clark, J.L. (2007). Clinical Masking. En Roeser, R.J., Valente, M., Osford-Dunn, H. eds.. *Audiology Diagnosis* (pp 261-287). New York: Thieme Medical Publishers, Inc.
- [Ross2014] Ross, B.; Miyazaki, T.; Thompson, J.; Jamali, S.; Fujioka, T. (2014). Human cortical responses to slow and fast binaural beats reveal multiple mechanisms of binaural hearing. *J Neurophysiol.* Oct 15;112(8):1871-84.
- [Russel1987] Russell, I.J.; Richardson, G.P. (1987). The morphology and physiology of hair cells in organotypic cultures of the mouse cochlea. *Hear Res*. 31: 9-24.
- [Rutherford1886] Rutherford, W. (1886). Physiological Notice: A new theory of hearing. *Journal of Anatomy and Physiology*. 21. 166-8
- [Salomons2011] Salomons, E.M.; Janssen, S.A. (2011). Practical ranges of loudness levels of various types of environmental noise, including traffic noise, aircraft noise, and industrial noise. *Int J Environ Res Public Health*. Jun;8(6),1847-64.
- [Schiffman2001] Schiffman, H (2001). 4. En *La Percepción Sensorial*. (p. 88-93). Limusa Wiley.
- [Sellick 1982] Sellick, P.M.; Patuzzi, R.; Johnstone, B.M. (1982) Measurement of basilar membrane motion in the guinea pig using the Mösbauer technique. *J Acoust Soc Am*. 72: 131-141.
- [Stenfelt2007] Stenfelt, S.; Reinfeldt, S. (2007). A model of the occlusion effect with bone-conducted stimulation. *Int. J. Audiol*. 46 (10), 595-608.
- [Studebaker1967] Studebaker, G. (1967). Clinical masking of the nontest ear. *J Speech Hear Disord*. 32:360–371.

- [Suzuki1955] Suzuki, T.; Ichikawa N. (1955) The use of beats in the examination of bone conduction. *Annales d'oto-laryngologie*. Vol72:11-12, 903-9
- [Suzuki1956] Suzuki, T.; Ichikawa, N. (1956) Use of beat in examination of bone conduction; modified method. *Ann Otolaryngol*. Oct-Nov;73(10-11):832-3.
- [Tobias1965] Tobias, J.V. (1965) Consistency of Sex Differences in Binaural-Beat Perception. *IJA*.4(2):179-182.
- [Tonndorf1966] Tonndorf, J., 1966. Bone conduction studies in experimental animals. *Acta Otolaryngol*. 213 (Suppl.), 1-132.
- [Turner2004a] Turner, R.G., 2004. Masking Redux I: An optimized masking method. *J Am Acad Audiol* 15.17-28.
- [Turner2004b] Turner, R.G. (2004). Masking Redux II: A recommended masking protocol. *J Am Acad Audiol* 15. 29-46.
- [Vogel2007] Vogel D.E.; McCarthy, P.A.; Bratt, G.W., Brewer,C. (Jun 2007). The Clinical Audiogram - Its History and Current Use. *Communicative Disorders Review*. Vol 1 (2), 81-94.
- [Von Békésy1960] Von Békésy, G. (1960). *Experiments in Hearing*. New York, Toronto, London: McGraw-Hill Book Co., Inc.
- [Weber1930] Weber, E.G.; Bray, C.W. (1930) The Nature of the Acoustic Response: The Relation Between Sound Frequency and Frequency of Impulses in the Auditory Nerve. *J Exp Psychol*. 13. 373.
- [Weber1937] Wever, E.B.C. (1937). The Perception of Low Tones and the Resonance-Volley Theory. *The Journal of Psychology: Interdisciplinary and Applied*. 3 (1): 101–14.
- [Yacullo1996] Yacullo, W.S. (1996). *Clinical masking procedures*. Needham Heights, MA: Allyn and Bacon.
- [Young2014] Young,E.D.; Moore, B.C.J.; Hartmann W.M.; Candy, J.V. (2014). Hearing and Signal Processing. (pp 443-563). En Rossing, T.D. Ed. *Springer Handbook of Acoustics*. New York: Springer.
- [Zwislocki2012] Zwislocki J.J. (2012). Experimental and theoretical aspects of simultaneous, forward, backward, and central masking. En *Handbook of Perception Vol IV*. Carterette E.C., Friedman, M.P. (pp 283-336). New York: Elsevier Science.