

A Sara.

A mi familia, en especial a mis padres y a mi tía María Pilar.

TESIS DOCTORAL



VNIVERSITAT
ID VALÈNCIA

“ANÁLISIS PERCEPTIVO DE LOS DISPOSITIVOS AUDITIVOS OSTEOINTEGRADOS PERCUTÁNEOS”

Programa Doctorado 3042. Medicina

Doctorando: Ignacio Pla Gil

Directores:

Dra. María de la Paz Martínez Beneyto

Prof. Jaime Marco Algarra

2016

Servicio de Otorrinolaringología.

Hospital Clínico Universitario de Valencia.

Departamento de Cirugía.

Universidad de Valencia.

Título:

“ANÁLISIS PERCEPTIVO DE LOS DISPOSITIVOS AUDITIVOS
OSTEOINTEGRADOS PERCUTÁNEOS”

Autor: Ldo. Ignacio Pla Gil

Directores:

Dra. María de la Paz Martínez Beneyto

Prof. Jaime Marco Algarra

JAIME MARCO ALGARRA, Catedrático de Otorrinolaringología del Departamento de Cirugía de la Facultad de Medicina i Odontología de la Universidad de Valencia,

MARÍA DE LA PAZ MARTÍNEZ BENEYTO, Doctora en Medicina y Cirugía por la Universidad de Valencia.

CERTIFICAN:

Que el trabajo presentado por D. **Ignacio Pla Gil**, titulado “Análisis perceptivo de los dispositivos auditivos osteointegrados percutáneos” ha sido realizado bajo nuestra dirección.

Y para que así conste, firmamos el presente certificado en

Valencia, a 21 de Diciembre del 2015.

Fdo.: Prof. Jaime Marco Algarra

Fdo.: Dra. María de la Paz Martínez Beneyto

AGRADECIMIENTOS

A los directores de este estudio, Profesor Jaime Marco Algarra y Doctora María de la Paz Martínez Beneyto.

Al Profesor José Luís Miralles Adell, Catedrático del Departamento de Psicología Básica de la Universidad de Valencia.

A la Dra. Paloma Botella Rocamora, del Dpto. de Ciencias Matemáticas, Físicas y de la Computación. Universidad CEU-Cardenal Herrera.

Al Servicio de Otorrinolaringología del Hospital Clínico Universitario de Valencia, en especial a la Sección de Audiología.

A mis tutores durante la residencia, Doctor Miguel Orts Alborch y Doctor Antonio Morant Ventura.

ÍNDICE GENERAL

1. INTRODUCCIÓN	13
1.1 ASPECTOS HISTÓRICOS	15
1.2 FUNDAMENTOS ANATOMO-FISIOLÓGICOS DE LA CONDUCCIÓN DEL SONIDO POR VÍA ÓSEA.....	20
1.3 LOS DISPOSITIVOS AUDITIVOS OSTEointegrados POR CONDUCCIÓN ÓSEA EN EL CONTEXTO DE LOS DISPOSITIVOS IMPLANTABLES PARA LA MEJORA DE LA AUDICIÓN.	30
1.4 ESTADO ACTUAL DE LAS PUBLICACIONES.....	39
1.4 JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.....	44
1.5 OBJETIVOS	47
2. METODOLOGÍA	49
2.1 TIPO DE ESTUDIO Y ÁREA.....	51
2.2 PARTICIPANTES	51
2.2.1 Criterios de inclusión, exclusión y eliminación.....	52
2.3 MATERIALES	55
2.3.1 Dispositivos auditivos osteointegrados (DAO)	55
2.3.2 Pruebas audiológicas audiométricas.	56
2.3.3 Pruebas audiológicas de discriminación de frecuencias. ..	62
2.3.4 Calidad de vida y satisfacción de los usuarios.	66
2.3.5 Programa estadístico utilizado:.....	69
2.4 MÉTODO	70
2.4.1 Pruebas audiológicas audiométricas.	70
2.4.2 Pruebas audiológicas de discriminación de frecuencias. ..	76
2.4.3 Comparación entre estimulación auditiva transcutánea y percutánea.....	80

2.4.4	Calidad de vida y satisfacción de los usuarios.	82
2.4.5	Análisis estadístico	86
3.	RESULTADOS	89
3.1	DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.	91
3.2	PRUEBAS AUDIOLÓGICAS AUDIOMÉTRICAS.	94
3.2.1	Audiometrías tonales.	94
3.2.2	Percepción verbal	99
3.3	ESTIMULACIÓN TRANSCUTÁNEA vs PERCUTÁNEA.	125
3.3.1	Percepción tonal	125
3.3.2	Percepción verbal	133
3.4	PRUEBAS AUDIOLÓGICAS DE DISCRIMINACIÓN DE FRECUENCIAS.	137
3.4.1	Tonos puros.	137
3.4.2	Sonidos armónicos.....	140
3.5	CALIDAD DE VIDA Y SATISFACCIÓN DE LOS USUARIOS.	143
3.5.1	GBI (Glasgow Benefit Inventory)	144
3.5.2	APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit)..	146
3.5.3	Preguntas con respuestas dicotómicas.	151
3.5.4	EAV (Escala analógica visual) del acúfeno.	153
4.	DISCUSIÓN	155
5.	CONCLUSIONES FINALES.....	201
6.	ANEXOS.....	207
A.	LISTA DE SÍMBOLOS, ABREVIATURAS Y SIGLAS	209
B.	LISTA DE TABLAS Y FIGURAS	211
7.	BIBLIOGRAFÍA	219

1. INTRODUCCIÓN

1.1 ASPECTOS HISTÓRICOS

Si tenemos que iniciar este capítulo referente a datos históricos en algún punto, nos situamos sin ningún género de dudas en el siglo XVI. Fue entonces, cuando se comenzó a contemplar la estimulación sonora por vía ósea como una herramienta auditiva. Girolamo Cardano (1501-1576), físico, matemático y filósofo italiano, en unos de sus 230 libros publicados titulado “*De Subtilitate*” en 1550, describe el método por el cual el sonido es transmitido, a través de una varilla cuyo extremo era sujetado por los dientes, al oído. Y concluye que el sonido puede ser transmitido a través de la piel y de los dientes hasta el oído (1). Giovanni Filippo Ingrassia (1510-1580), un anatomista italiano, también se le atribuye la primera descripción. Refiere la capacidad de oír a través de sujetar una varilla con los dientes (2), sin embargo, sus escritos no fueron publicados hasta después de su muerte por su nieto (53 años tras Cardano). Hasta entonces, la conducción sonora por vía ósea tan sólo fue descrita como fenómeno teórico de interés y a lo que se sumaron otros nombres como Portae, Curei, Fabricius y Plater.

Hieronimus Capivacci (-,1589), un físico italiano, fue el primero que reflejó la importancia del experimento de Cardano, y le dio una utilidad práctica desde el punto de vista audiológico. Fue el primero en diferenciar la hipoacusia de transmisión de la neurosensorial. La aplicación de este

fenómeno lo realizó conectando las cuerdas de un instrumento a dos varillas de hierro que el afectado sujetaba con los dientes. Si era capaz de oír mejor el sonido del instrumento al morder las varillas, era diagnosticado de afectación de la membrana timpánica, en cambio, si no había ganancia auditiva se catalogaba de problemas nerviosos internos (3).

Cuando se tomó verdadera consciencia e importancia de la estimulación auditiva a través de la conducción ósea fue a finales del siglo XIX, desarrollando y comercializándose diversos dispositivos de ayuda auditiva. Todos ellos compartieron un denominador común, que la estimulación se transmitiría a través de los dientes. El primer dispositivo por conducción ósea que se comercializó fue el *Fonifero*, en 1876 por Giovanni Paladino (4). Se trataba de una varilla metálica que, en un extremo se colocaba en el cuello de la persona que tenía que hablar y el otro extremo, lo sujetaba entre los dientes la persona con hipoacusia. De tal forma que cuando hablaban, las vibraciones que se emitían desde la laringe se transmitirían a través de la varilla hasta el extremo sujetado por los dientes y, desde ahí hasta la cóclea. Tres años más tarde, en 1879, Richard Rhodes diseñó el *Audiphone* (5), y posteriormente el *Dentaphone* (6). Años más tarde, ya a principios del siglo XX, el objetivo cambió a la estimulación intraoral, diseñándose dispositivos acoplados a dentaduras como el propuesto por Albert Jefferis y Erwin Wilson en 1939 (7, 8, 9).

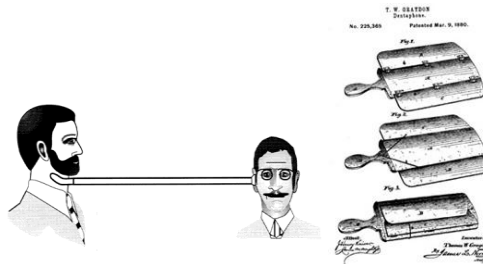


Figura 1. Ilustraciones del *Fonifero* y *Dentaphone*.

A principios del siglo XX, con el diagnóstico más preciso del tipo de hipoacusia gracias a la acumetría (10), el interés por los dispositivos por conducción ósea se incrementó. A este hecho se sumó el desarrollo del micrófono de carbón y del receptor de sonido magnético, permitiendo a la industria fabricar en los años 20 un vibrador por conducción ósea. En 1925, Frederick Kranz, patentó el primer dispositivo de este tipo (11). La década siguiente, en concreto el año 1932, Hugo Lieber (Sonotone) publicó en la revista *National Geographic* el “*Lieber Oscillator*” (12), un dispositivo pequeño y efectivo, que se colocaba a nivel de la eminencia mastoidea estimulando por conducción ósea; esto era el prelude de lo que posteriormente acontecería.

En las décadas siguientes el desarrollo se paralizó debido a la popularidad de la que gozaban las audioprótesis por vía aérea y las dificultades que ofrecían los dispositivos amplificadores de vía ósea en ambientes ruidosos debido a la mala transmisión de las frecuencias agudas, ya que al tratarse de estimulaciones transcutáneas la atenuación se acentuaba en

dichas frecuencias. En 1954, se comercializarían gafas a las que se acoplaba un dispositivo de conducción ósea (*Oticon, Otarion, Amplivox, Akumed*), la llamada gafa auditiva (13, 14, 15). Desde 1960 hasta 1980, éstos eran prácticamente los únicos dispositivos por conducción ósea que se comercializaban.

La situación actual, en la que las prótesis auditivas osteointegradas gozan de una popularidad y rendimiento que hasta la fecha nunca había existido, tuvo un claro punto de inflexión en el año 1977 en Göterborg, Suecia. Todo nació de los trabajos que el anatomista Per-Ingvar Bränemark (16) estaba realizando para estudiar la osteointegración de los tornillos de titanio enclavados en el hueso mandibular en pacientes edéntulos, año 1965. Posteriormente, para evaluar el nivel de osteointegración que presentaban dichos implantes, se utilizó un estímulo acústico con el fin de determinar el grado de estabilidad adquirido. Para realizarlo, se contó con la colaboración de Anders Tjellström, otorrinolaringólogo sueco y amigo de Bränemark. Colocaban un vibrador unido al implante dental y lo conectaban a un audiómetro. Estas medidas no permitieron evaluar correctamente la osteointegración, pero sí sirvieron para observar que los pacientes referían que el sonido era muy claro, alto y que, por lo tanto, el sonido se transmitía muy bien a través de los huesos maxilares. Esto fue el punto inicial para el futuro desarrollo de los dispositivos percutáneos que hoy conocemos, potenciado por los inconvenientes que aportaban los

dispositivos por estimulación transcutánea que ya existían (incomodidad, mala calidad sonora, dolor). Por todos estos motivos en el 1977 se realizaron las 3 primeras intervenciones con un implante de titanio percutáneo y osteointegrado en el área retroauricular, al que se conectaría la prótesis auditiva (17). Actualmente hay alrededor de 150.000 implantes osteointegrados en todo el mundo.



Figura 2. Per-Ingvar Brånemark y Anders Tjellström

En 1981, basándose en el mismo fundamento, se introdujo en Oklahoma (EE.UU) un dispositivo en el cual su parte externa (micrófono y batería) se unía mediante un anclaje magnético a un implante de titanio, de origen ortopédico, que se implantaba en la mastoides. Este dispositivo desarrollado por Jack Hough se llamaría *Audiant Xomed* (18), pero mantendría los mismos problemas que tenían los estimuladores transcutáneos como era la mala transmisión a frecuencias agudas y mala inteligibilidad con ruido de fondo.

Actualmente, se pueden considerar dos grandes empresas que comercializan los dispositivos auditivos osteointegrados percutáneos, Cochlear *Ltd* (CochlearTM Bone Anchored Solutions) que compró en 2005 a Entific

Medicals Solutions y dio un nuevo impulso al desarrollo de estos dispositivos con el lanzamiento de Baha[®]. Posteriormente, Oticon Medical que desde 2009 produce sus propios dispositivos Ponto[®].



Figura 3. Dispositivos auditivos osteointegrados percutáneos: Baha[®] y Ponto[®].

De las primeras intervenciones a las que se realizan actualmente se han producido muchos cambios, tanto en lo referido al desarrollo en el campo de los materiales utilizados como en la técnica quirúrgica realizada. Los avances tecnológicos y de materiales, permiten una mayor y más rápida osteointegración, así como la posibilidad de disminuir considerablemente el tiempo quirúrgico, la morbilidad y el tipo de anestesia. El hecho de realizarse mediante una cirugía breve, con anestesia local y de forma ambulatoria ha propiciado una mayor aceptación en la población, siendo en muchos hospitales una intervención de rutina.

1.2 FUNDAMENTOS ANATOMO-FISIOLÓGICOS DE LA CONDUCCIÓN DEL SONIDO POR VÍA ÓSEA.

La audición por conducción ósea se produce cuando el sonido es transmitido a través de los huesos del cráneo, cartílago, piel, tejidos

blandos y fluidos corporales, dando como resultado final un estímulo de presión a nivel del conducto coclear (19). Este fenómeno es ampliamente conocido y aplicado para la localización topográfica de la hipoacusia. De una forma sencilla y rápida, mediante la realización de una audiometría tonal liminar o una exploración acumétrica, podemos distinguir entre hipoacusia de transmisión y neurosensorial.

Centrándonos en el motivo de nuestro estudio, como hemos descrito en la contextualización histórica, desde hace varias décadas se ha aprovechado este fenómeno para el tratamiento de casos de hipoacusia de transmisión de etiología relacionada con procesos otológicos crónicos, con o sin intervención quirúrgica, o en casos de deformaciones congénitas de oído externo o medio. Se han empleado transductores acoplados a una diadema, a una gafa auditiva o a un implante osteointegrado, para la corrección del déficit auditivo en relación con estas alteraciones. Este último, fue el tipo de dispositivos objeto de nuestro estudio, las prótesis auditivas osteointegradas percutáneas.

Mecanismos y factores de transmisión de los sonidos por vía ósea.

Una de las cuestiones iniciales que determinar son las estructuras estimuladas por la vibración ósea y qué mecanismos se activan para finalmente desencadenar la sensación sonora. Mediante estudios de cancelación de tonos presentados por vía aérea y ósea, las experiencias de

Békésy (20) establecen que los sonidos transmitidos por ambas vías estimulan la membrana basilar de la misma forma. Estos experimentos fueron la clave de la teoría de la transmisión de los sonidos por vía ósea, que se desarrollaron en posteriores trabajos que establecen conclusiones similares, tanto en complejos estudios psicoacústicos (21) o electrofisiológicos, mediante registros de microfónicos cocleares (22), como en modelos teóricos de movimiento de la onda viajera (23) o por medición directa de los movimientos de la membrana basilar mediante vibrometría láser basada en el efecto Doppler (24).

Pero no todo son similitudes en la conducción de los sonidos por ambas vías, también se han encontrado diferencias. Destacan las encontradas en las otoemisiones acústicas y potenciales evocados auditivos del tronco cerebral obtenidos por estimulación ósea, ya que se encuentran mayores incrementos de latencia de la onda V tras la disminución de la intensidad del estímulo (25), así como mayores amplitudes de las otoemisiones en las curvas de entrada/salida (26). Estos hallazgos se consideran reflejo de las diferentes formas de estimulación del oído interno, con diferentes respuestas según por qué vía accedan los sonidos.

En la actualidad se considera que el fenómeno de la transmisión de los sonidos por vía ósea no es tan simple como pensar que únicamente la vibración de los huesos del cráneo pone en movimiento los líquidos

laberínticos. Se conoce que esta energía mecánica se reparte entre el oído externo, el medio y el interno, y es difícil precisar cuál es la contribución de cada una de estas partes al total de la conducción.

A partir de los trabajos de Tonndorf (27) se establecen tres mecanismos fundamentales:

1. Transmisión a través del cráneo y otras estructuras adyacentes (mandíbula y tejidos blandos) hasta al conducto auditivo externo (CAE).
2. Contribución de las estructuras del oído medio a esta transmisión.
3. Compresiones y expansiones de la cápsula ótica en respuesta a la vibración de las estructuras craneales, con la consecuencia del desplazamiento de los líquidos laberínticos y membrana basilar.

De la conjunción de los tres mecanismos, anteriormente expuestos, se han extraído cinco factores (28) que configuran las diferentes formas de transmisión de los sonidos por esta vía; el impacto de cada uno de ellos es diferente en el total de la energía acústica transmitida. Un factor independiente sería el rango de frecuencias del sonido enviado ya que, como explicaremos más adelante, la transmisión del sonido a percibir dependerá de su composición de frecuencias.

A continuación nombramos los factores que contribuyen a la transmisión de los sonidos por vía ósea:

a. Transmisión del sonido al conducto auditivo externo (CAE).

Como consecuencia de la vibración del cráneo provocada por una fuente sonora aplicada directamente sobre él, se produce una deformación de las paredes del CAE, que genera una onda de presión sonora en su interior. Ésta, a través de la membrana timpánica y la cadena de huesecillos, estimulará la cóclea de forma igual a los sonidos por vía aérea. La vibración también se transmite a las paredes cartilagosas; esta porción del CAE es más importante que la ósea en la transmisión de los sonidos por esta vía, sobre todo para las frecuencias graves (29). Esto es así porque con estímulos por debajo de la frecuencia de resonancia de los huesos craneales (800-1000 Hz) la bóveda craneal se comporta como un todo y no se produce la transmisión de la vibración por las paredes del CAE óseo (30). Estudios en huesos temporales de cadáver establecen en 10-15 dB la disminución de la onda de presión sonora cuando se extirpa el cartílago del conducto.

Dos hechos destacan en la transmisión de la energía acústica radiada al CAE tras la estimulación ósea sonora. El primero son las diferencias que se observan según el lugar en que se coloca la fuente de estimulación: cuando se coloca en la mastoides, la onda de presión que se genera en el

CAE es 10 dB mayor, para las frecuencias por encima de 1000 Hz, que para un estímulo similar aplicado en la frente. El segundo es el denominado efecto oclusión, por el que la onda acústica que se transmite al CAE se incrementa en las frecuencias por debajo de 1000 Hz cuando se ocluye el CAE (31).

No se considera que el sonido transmitido por el CAE contribuya especialmente en el total de la transmisión por vía ósea, ya que en un oído no patológico y sin oclusión del conducto la onda de presión que se genera tras la estimulación ósea es 10 dB inferior al umbral que se detecta por vía aérea. Diferente es la situación tras la oclusión del conducto, ya que la onda de presión generada por esta vía domina la conducción ósea en las frecuencias de 400 – 1200 Hz.

b. Inercia de los huesecillos del oído medio

De forma similar al fenómeno descrito en el conducto, debido a la suspensión y el anclaje, mediante ligamentos y tendones musculares, de las estructuras del oído medio a las paredes óseas, la radiación de los sonidos se propaga también hacia el oído medio, generándose una onda de presión con capacidad para desencadenar una vibración osicular. Conceptos mecánicos son los argumentos que sustentan esta función, mediante la inercia de los huesecillos del oído medio. Ligamentos y tendones actúan a modo de resorte, y cuando se produce la vibración del

cráneo por sonidos de altas frecuencias, se supera la rigidez de estas estructuras, y por la inercia de la cadena osicular se produce un movimiento relativo entre ésta y las estructuras óseas a las que están unidos. La consecuencia es un movimiento relativo entre la platina del estribo y la ventana oval a partir del cual se produce el desplazamiento de los líquidos laberínticos y la sensación sonora.

Diversos trabajos que comparan el movimiento de la platina tras estimulación por vía aérea y ósea (32) establecen la importancia de esta inercia de los huesecillos en el conjunto de la conducción ósea. Los resultados de estas investigaciones determinan que es poca su repercusión general, al detectarse el umbral de vibración de la platina por vía ósea 5-15 dB menor que el obtenido por vía aérea. Sin embargo, esta diferencia no se observa en la transmisión de frecuencias de 1500 - 3500 Hz, por lo que se considera que esta inercia es un factor que facilita la conducción de los sonidos en este rango frecuencial, pero no dominante en el total, ya que la extirpación de los huesecillos altera escasamente los umbrales obtenidos por vía ósea.

c. Movimiento entre los líquidos cocleares y el laberinto óseo.

De igual forma al fenómeno que se produce en la cadena osicular, la vibración del hueso temporal produce un movimiento relativo entre los líquidos cocleares y el laberinto óseo. Dado que se considera que éstos

son incompresibles, son necesarios, en una cóclea normal, orificios o membranas que permitan su desplazamiento; las ventanas oval y redonda son las estructuras fundamentales para esta función. Al disponer de la evidencia de que en determinadas alteraciones de la función de la ventana oval, como podría ser la otosclerosis, se conserva la detección de umbrales por vía ósea en la mayoría de las frecuencias, otras estructuras deben influir en la conducción de sonidos por esta vía; en este fenómeno estarían implicados el acuoducto vestibular, las fibras nerviosas, venas y los microcanales que se introducen en la cóclea. A todas estas otras vías se las denomina, tercera ventana.

Se ha establecido esta inercia de los líquidos laberínticos como el factor más importante, en un oído normal, en la transmisión de sonidos por vía ósea por debajo de 4000 Hz, y su impacto es menor en frecuencias más altas. También se considera esencial en el mantenimiento de esta transmisión en oídos anormales, y su importancia depende de la localización de la lesión (33).

d. Compresiones de las paredes cocleares.

Como consecuencia de la vibración de la bóveda craneal también se producen expansiones y compresiones de las paredes craneales que, extendidas a la cápsula ótica, producen expansiones y compresiones de las paredes cocleares, que modifican el espacio donde se alojan los

líquidos laberínticos, desencadenando su movimiento y la estimulación de la membrana basilar. Diversas investigaciones establecen la importancia de estos mecanismos en la transmisión ósea de los sonidos, especialmente en las frecuencias por encima de 4000 Hz.

e. Transmisión de presión del líquido cefalorraquídeo.

Finalmente, se ha descrito un último factor, relacionado con la presión del LCR y su transmisión al laberinto, que contribuye en la percepción de los sonidos por esta vía. Hay evidencias de la posibilidad de transmisión de la presión del LCR a los fluidos cocleares a través del acueducto coclear (34), así como de las ondas de presión generadas en éste tras la estimulación sonora de las estructuras óseas craneales, pero no se considera importante su contribución en la conducción ósea en el rango de frecuencias que configuran la audición en el humano.

Resumiendo la contribución de cada uno de estos factores (tabla I); la inercia de los fluidos cocleares es la contribución más importante a la audición por vía ósea, la inercia de los huesecillos participa en la conducción de las frecuencias medias, mientras que la compresión de las paredes cocleares influye en la conducción de las frecuencias agudas. En cambio, el sonido irradiado al conducto auditivo externo tan sólo incide en el total de la transmisión cuando se ocluye el orificio de entrada, con el

denominado efecto oclusión, que incrementa de forma importante la transmisión de las frecuencias graves.

FACTOR	CONTRIBUCIÓN
Transmisión sonido al CAE	400 – 1200 Hz (con efecto oclusión)
Inercia de los huesecillos	1500 – 3500 Hz
Inercia de los fluidos cocleares	< 4000 Hz (factor más importante)
Compresión de las paredes cocleares	> 4000 Hz
Transmisión de presión del LCR	Escasa influencia

Tabla 1. Factores que contribuyen a la transmisión ósea. CAE: Conducto auditivo externo; LCR: líquido cefalorraquídeo.

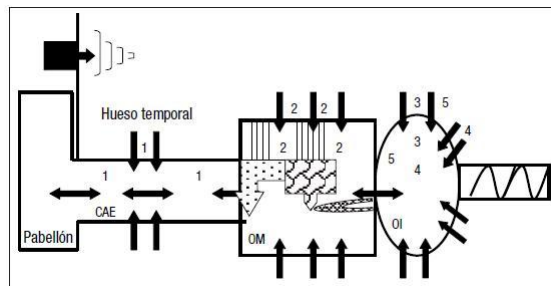


Figura 4. Esquema de localización de los factores que contribuyen a la transmisión de los sonidos por vía ósea. 1: transmisión del sonido hacia el conducto auditivo externo (CAE); 2: inercia de los huesecillos del oído medio (OM); 3: inercia de los fluidos cocleares; 4: compresión de las paredes cocleares; 5: transmisión de presión desde el líquido cefalorraquídeo. OI: oído interno.

En una audiometría tonal liminar (ATL), el transductor VO es colocado en el área mastoidea comprimiendo la piel y transmitiendo la vibración hacia el hueso temporal. El efecto que produce la piel, en términos de transmisión de la fuerza dinámica, es poco a frecuencias bajas o graves, pero cuando las frecuencias son de 1000 Hz o superiores la transmisión del sonido VO se atenuará aún más. Si el transductor se une directamente

al hueso, como es el caso de las prótesis auditivas osteointegradas percutáneas, la atenuación provocada por los tejidos blandos se evita. Pero la atenuación de la señal no sólo depende de la interposición o no de tejidos blandos, sino que también depende del tipo de dispositivo y de la impedancia del hueso, por lo que ante la existencia de varios factores, es complejo predecir con exactitud la magnitud de la atenuación. En general, una mejoría de 5 - 15 dB en frecuencias superiores a 1000 Hz, es lo esperado cuando el dispositivo está osteointegrado (35), (36).

1.3 LOS DISPOSITIVOS AUDITIVOS OSTEOINTEGRADOS POR CONDUCCIÓN ÓSEA EN EL CONTEXTO DE LOS DISPOSITIVOS IMPLANTABLES PARA LA MEJORA DE LA AUDICIÓN.

En 1995, Goode define como audífono implantable, aquel tipo de prótesis que es “total o parcialmente implantable mediante cirugía y está diseñada para mejorar la pérdida auditiva” (37). Esta definición engloba un amplio espectro de implantes entre los que se puede incluir los que en este capítulo detallaremos.

El mecanismo de actuación de los implantes de conducción por vía ósea está basado en la transformación de las ondas sonoras en vibraciones

mecánicas, que se transmitirán, utilizando la vía ósea del paciente, hasta alcanzar la cóclea a la que estimularán adecuadamente. Por tanto, su indicación mayoritariamente se relacionará con situaciones en las que la vía natural de transmisión, la vía aérea, esté alterada como por ejemplo patología del oído externo y/o medio.

Existen diferentes tipos de prótesis (38) pero, grosso modo, el funcionamiento básico es el mismo: la recepción del sonido y su transformación en energía mecánica vibratoria que viajará a través de las estructuras del cráneo hasta estimular el oído interno. Los dispositivos auditivos osteointegrados se pueden dividir atendiendo a las publicaciones realizadas por Reinfeldt et al. y Gavilan J et al, en dos grandes grupos: los de conducción directa, que a su vez se dividen en percutáneos y en transcutáneos activos, y los de conducción a través de la piel, también llamados pasivos (Figura 5).

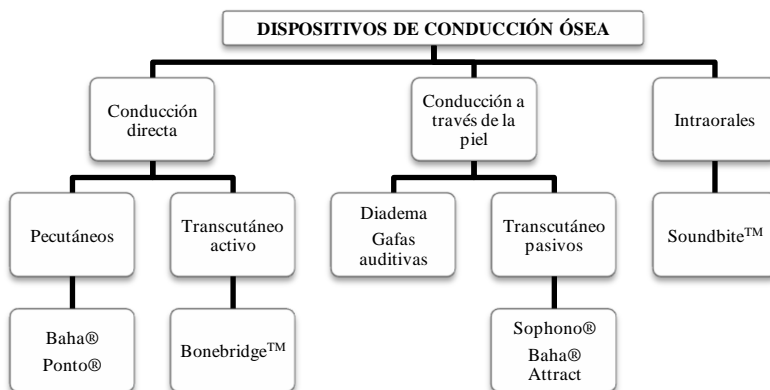


Figura 5. Tipos de dispositivos auditivos de conducción ósea: conducción directa, conducción a través de la piel e intraorales.

A. DAO de conducción directa:

i. DAO percutáneos.

Se trata de dispositivos semi-implantables, los principales componentes son: un implante, que mediante fresado se ancla al hueso temporal quedando posteriormente osteointegrado, y un procesador, que será el encargado de captar el sonido y transformarlo en vibraciones. Este procesador se unirá al implante mediante un pilar, también de titanio, de diferente longitud dependiendo del grosor del tejido blando y que se quedará externo a la piel (percutáneo). Al producirse la transmisión de la señal de forma percutánea, se evita el efecto atenuante que ofrece el tejido blando y, por tanto, la cantidad y calidad de transmisión del sonido mejora.

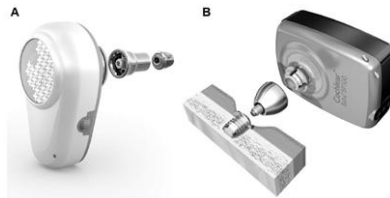


Figura 6. Partes de un DAO percutáneo. Imagen A, corresponde a la marca Ponto® la imagen B, corresponde a la marca Baha®.

Estos tipos de DAO son los que utilizamos para nuestro estudio. Actualmente, se comercializan dos tipos de dispositivos: Baha® (Cochlear Ltd.) y Ponto® (Oticon Medical). Ambos con varios procesadores que

ofrecen diferentes potencias, en función de los requerimientos audiológicos.

Las indicaciones de estos tipos de DAO se basan en criterios otológicos y audiológicos:

Los criterios otológicos, estarían relacionados con la nula o mala adaptación de las audioprótesis convencionales (39) por las causas que a continuación señalamos:

- Malformaciones congénitas o iatrogénicas (postquirúrgicas) que imposibiliten la adaptación de audioprótesis convencional, otitis externas o medias crónicas, que presenten otorreas frecuentes, tumores de conducto auditivo externo y oído medio, dermatitis del conducto auditivo externo

En cuanto a los criterios audiológicos en las que se podría adaptar una prótesis auditiva de este tipo, han ido aumentando debido a su uso estandarizado y al desarrollo tecnológico. Aunque para este estudio, sólo se incluyeron pacientes con hipoacusia de transmisión e hipoacusia mixta.

- Hipoacusia de transmisión

Es la indicación clásica y, teóricamente, puede aplicarse prácticamente a cualquier tipo de hipoacusia de transmisión, ya que el elemento que

produce la pérdida conductiva, patología oído externo y/o medio, no es determinante en la conducción de la vibración vía ósea directa (40).

Cualquier grado de hipoacusia se podría beneficiar de estos DAO, aunque existen estudios que demuestran que con una diferencia aéreo-ósea mayor de 30 dB, los candidatos experimentan ventajas significativas respecto a las audioprótesis convencionales (41).

– Hipoacusia Mixta

Además de aportar el fundamento de la conducción vía ósea, estimulando directamente la cóclea mencionado anteriormente, también proporcionan una amplificación que compensa el componente neurosensorial asociado a este tipo de hipoacusias.

Serán candidatos óptimos para esta indicación aquellos sujetos que presenten una diferencia aéreo-ósea mayor de 30 dB y un umbral óseo (promedio de las frecuencias 500; 1000; 2000; 3000 Hz), con un componente neurosensorial leve-moderado (<45 dB). En estos supuestos, estas prótesis pueden compensar cierto grado de la pérdida neurosensorial, cerrando el gap con mucha menor amplificación que las audioprótesis convencionales (42). Con los dispositivos más potentes de Baha[®] o Oticon[®], es posible compensar parcialmente hasta vías óseas de 60-65 dB.

– Oído único (SSD –Single Sided Deafness-)

La primera referencia bibliográfica, en este tipo de indicación, fue hecha por Vanneeclo (43) en el año 2000, posteriormente en el 2002, se aprobó su uso por la FDA en Estados Unidos. Se define como hipoacusia neurosensorial severa o profunda unilateral con oído contralateral con normoacusia, entendiéndose por esto un promedio por vía aérea (0.5, 1, 2, 3 KHz) mejor o igual a 20 dB. Las causas más comunes de oído único son: schwannoma vestibular, sordera brusca o súbita, malformaciones congénitas y enfermedad de Ménière (44).

Básicamente, con el uso de estas prótesis se pretende eliminar el efecto sombra que provoca el oído afecto. Debido a la estimulación coclear contralateral por conducción ósea directa, proporcionan una mejor localización y reconocimiento del sonido (91).

ii. DAO activos.

Las prótesis osteointegradas activas también disponen de dos componentes, el procesador y el implante anclado al hueso. Pero, como su nombre indica, es el propio implante la parte activa generadora de la señal vibratoria.

El procesador (transcutáneo), se coloca externamente encima del implante por atracción magnética, recibe el sonido y lo convierte en una señal

magnética que se transfiere a través de la piel hacia el implante. El implante, alojado en el hueso temporal íntegramente debajo de la piel, actúa como receptor y emisor. Transforma la señal magnética recibida en vibraciones mecánicas que se transmitirán vía ósea directa hasta el oído interno donde estimularán la cóclea.

Actualmente el único dispositivo activo y transcutáneo que se comercializa es el Bonebridge™ (Med-EL, Innsbruck, Austria) (45). Este sistema consta de los siguientes componentes: el implante de conducción ósea y el procesador de audio que se lleva puesto externamente, similar a un implante coclear (IC). El implante de conducción ósea se implanta quirúrgicamente en el hueso mastoideo y consta de dos secciones principales. Un imán rodeado por una bobina receptora que se activa al colocar el procesador de audio externo que recibe la señal por medio de un enlace inductivo. Una vez la señal es recibida, se procesa por medio de un demodulador y se transmite a la parte encargada de convertir la señal en vibraciones mecánicas llamado BC-FMT, acrónimo de *Bone Conduction Floating Mass Transducer* que se transmiten hasta el hueso mastoideo a través de los tornillos corticales de sujeción.

Las indicaciones audiológicas, según su guía de fabricación, son las genéricas para los dispositivos osteointegrados, hipoacusia de

transmisión, hipoacusia mixta con umbrales óseos iguales o mejores de 45 dB a 500 Hz, 1 Hz, 2 Hz y 3 Hz, o cofosis unilateral, considerada como una hipoacusia neurosensorial severo-profunda en uno de los oídos, mientras que el otro presente una audición normal (< 20 dB en 500 Hz, 1 Hz, 2 Hz y 3 Hz). Existen otro tipo de indicaciones que difieren de las vistas hasta ahora. Como se trata de un implante con unas medidas o secciones considerables, según la guía de uso del Kit de implante, la edad para implantar es a partir de los 18 años. Por otra parte es necesario realizar una tomografía computarizada de la zona previa a la cirugía (46). El motivo es para evaluar si es posible realizar la intervención y colocar el dispositivo correctamente, ya que el BC-FMT que tiene un tamaño de 8.7 mm de profundidad y 15.8 mm de diámetro, se alojará en las inmediaciones del ángulo sino-dural.

B. DAO conducción a través de la piel:

iii. DAO pasivos transcutáneos.

Se trata de un sistema de implante sin pedestal (“*abutment*”), que permite una fijación segura, utilizando un implante interno (osteointegrado al hueso y cubierto por la piel) e imanes externos a los que conecta el procesador. A diferencia de los anteriores, no utilizan un pilar percutáneo por lo que se reducen las complicaciones cutáneas.

El fundamento ejecutor de la transmisión sonora es el mismo que en el sistema percutáneo, solo que en este caso, será de forma transcutánea. El sonido es recogido por el procesador, que se encargará de transformarlo en una señal vibratoria. Esta será transmitida hasta el implante, que está anclado al hueso y totalmente implantado, a través de la unión magnética que existe entre ellos, quedando interpuesto el tejido blando.

En la actualidad existen dos casas comerciales que disponen de esta tecnología, Sophono[®] (Sophono, Boulder, CO) con dos modelos diferentes (Alpha 1 y Alpha 2), y Cochlear Ltd. con su nuevo modelo Baha[®] Attract system.

Las indicaciones, a rasgos generales, son similares a la de las prótesis de estimulación percutánea. Pero el efecto atenuante que ofrece la piel que queda entre el imán del procesador y el implante anclado al hueso, no permite que actualmente desarrollen tanta potencia y, por este motivo, sus indicaciones son más restringidas. Tanto Baha Attract[®] como Sophono[®] (47), con la aprobación de la FDA y CE, está diseñado para pacientes con hipoacusia de transmisión o mixta, siempre que los umbrales sean mejor que 45 dB. También puede ser utilizado para cofosis unilateral cuando el oído útil tiene unos umbrales menores de 20 dB. En este tipo de dispositivos, si no se cumplen los requisitos para la cirugía como es el

caso de los niños, también se puede optar por utilizarlos mediante bandas o diademas.

1.4 ESTADO ACTUAL DE LAS PUBLICACIONES

En 1981, Tjellstrom y Branemark (17), publicaron en la revista *American Journal of Otology* la posibilidad de colocar un implante de titanio que se osteointegrara a nivel del hueso temporal, en el área retroauricular, y que a éste se uniera un dispositivo auditivo que mejoraría la audición en pacientes seleccionados. Hasta el día de hoy, el desarrollo tecnológico ha experimentado un cambio sustancial en el funcionamiento y rendimiento de las prótesis auditivas osteointegradas, aportando materiales y mecanismos que proporcionan cirugías más sencillas, con menores complicaciones postquirúrgicas y con resultados audiológicos más satisfactorios, como detallaremos más adelante. Si bien es cierto que desde esta publicación en 1981 ya han pasado más de 30 años y que todas las mejoras aportadas por el desarrollo tecnológico no son desdeñables, lo cierto es que para las prótesis auditivas osteointegradas percutáneas, básicamente, el mecanismo físico de la transmisión sonora continúa siendo el mismo.

Realizando un búsqueda bibliográfica en cualquiera de las principales bases de datos como PubMed, Cochrane o Embase, poniendo como

palabras claves *Bone Anchored Hearing Aid*, se obtienen centenares de publicaciones referentes a dispositivos auditivos de transmisión ósea. En este apartado revisamos lo publicado con el fin de contextualizar la problemática existente.

En primer lugar, evidenciamos que existían gran cantidad de publicaciones referentes a aspectos quirúrgicos, como podían ser sobre las diferentes técnicas quirúrgicas o los tipos de incisiones y abordajes. Por nombrar los que creemos más relevantes, Stalfors, J (48), compara el abordaje clásico con dermatomo con la incisión en “U”, Dalmau-Galofre, J (49) describe en su artículo un abordaje lineal con fijación del implante por fuera de la incisión o Van de Berg, R (50), compara los resultados entre diferentes técnicas quirúrgicas.

Las complicaciones relacionadas con la cirugía o intraoperatorias, y las complicaciones postoperatorias relacionadas con el seguimiento y grado de reacción tisular o falta de osteointegración, también han sido objeto de estudio. Holgers K.M (51), ya describió un índice de reacciones que el tejido blando de alrededor del implante de titanio podía padecer, clasificando estas afecciones en diferentes grados. Autores como Martínez, P (52), Rebol, J (53) o Tjellström, A (54), también han publicado sobre este tipo de incidencias.

Siguiendo con los aspectos quirúrgicos, existen muchas otras publicaciones como por ejemplo, complicaciones intraoperatorias como puede ser la salida de líquido céfalo-raquídeo (LCR) (55) o el sangrado, que aunque poco frecuente y poco intenso, precisa de hemostasia para reducir el riesgo de necrosis por la formación de un hematoma (56). Otros artículos relacionados con aspectos postquirúrgicos también se han estudiado como por ejemplo, Monksfield, P (57), quien describe la presencia de *biofilms* en este tipo de implantes osteointegrados. Berenholz, LP (58), relacionó un índice de masa corporal elevado, mayor de 30, con una mayor probabilidad de tener complicaciones de tejido blando, incluyendo el sobrecrecimiento cutáneo. Finalmente, Reyes, RA (59), O House, JW (60), evalúan la pérdida del implante y sus diferentes motivos. Toda esta temática, tipos de abordaje, complicaciones de la cirugía y incidencias postoperatorias, fue motivo de las primeras tesis doctorales que se realizaron en España sobre este tipo de dispositivos, cuyos autores fueron Tamarit-Conejeros JM (61) y Alonso-Castañeira I (62).

En segundo lugar, otro aspecto que destaca de los artículos indexados es en referencia a los avances tecnológicos que han sucedido en esta materia. Existen múltiples estudios alrededor de esta temática como pueden ser la aparición de nuevos dispositivos, a priori, más potentes y de más calidad que sus predecesores. Autores como Pfiffner, F (63),

comparan los resultados audiológicos entre diferentes dispositivos analógicos y los nuevos digitales. La mayoría de las publicaciones versan sobre aspectos de *software* o aspectos digitales, como es el caso de Flynn, MC (64), (65). En 2014, Clamp, P.J (66), publicó un artículo sobre una nueva generación de procesadores, y Hill-Feltham, P (67), estudió el procesamiento digital en los dispositivos auditivos osteointegrados de forma randomizada en usuarios con hipoacusia de transmisión y mixta. Por otra parte, la inclusión de nuevos materiales con el fin de favorecer una mejor osteointegración del implante y reducir las tasa de complicaciones locales, también ha sido motivo de publicación (68).

En tercer lugar, existen numerosos artículos relacionados con dos de las indicaciones que más controversias generan, pacientes con oído único (*Single Sided Deafness –SSD-*) y cuando el sujeto a implantar se trata de un niño. Las publicaciones relacionadas con SSD tratan de evaluar, por una parte, de forma objetiva si existe un beneficio audiológico con el uso del dispositivo en el oído cófónico. Autores como Desmet, J (69), Krempaska, S (70) o Martin, T.P (71), de forma generalizada, concluyen que existe una leve mejoría de la inteligibilidad y localización en ambientes ruidosos y una mejor estereofonía por la atenuación del efecto sombra que produce la cabeza. También siguiendo con los SSD, existen artículos que estudian la vertiente subjetiva de estos pacientes. Se trata de estudios con cuestionarios estandarizados que tratan de valorar el grado

de beneficio y la percepción de bienestar que los usuarios refieren con el uso de los dispositivos, autores como Doshi, J (72) o Faber H.T (73), publicaron sobre este tema.

En cuanto a lo publicado referente a niños, estos artículos versan sobre sus indicaciones específicas ya que en una proporción importante asocian malformaciones cráneo-faciales, en algunos casos, con alteraciones estructurales o funcionales del oído externo y/o medio (74). Otro de los temas dentro de los aspectos pediátricos es en torno a la edad óptima de implantación, ya que el implante necesita un espesor mínimo óseo para una correcta osteointegración. Se ha postulado, tras diferentes estudios, que el grosor mínimo necesario a nivel de calota para una correcta osteointegración debería ser $\geq 2,5\text{mm}$. No queda tan clara la edad mínima de implantación, la indicación de la FDA es para mayores de 5 años, mientras que en Europa las indicaciones son más laxas y no existe ninguna edad establecida (75). Finalmente, dentro de este grupo otro aspecto que genera controversia y por el que hay bibliografía, es sobre la forma de estimulación temprana auditiva para que los niños con estas malformaciones de oído externo y/o medio puedan beneficiarse de esos dispositivos. Autores como Zarowski A.J (36) o Zhang, Y (76), están de acuerdo con el uso temprano de estos dispositivos acoplados mediante diademas o turbantes con el fin de proporcionar una amplificación del sonido vía transcutánea.

1.4 JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.

Actualmente, una vez revisada la bibliografía publicada sobre los dispositivos auditivos osteointegrados percutáneos, observamos, como acabamos de plasmar en el punto anterior, que los artículos incidían sobre aspectos muy concretos, sobre todo en torno a técnicas y complicaciones quirúrgicas, avances tecnológicos de los dispositivos, estudios referentes a nuevas indicaciones audiológicas o valoraciones de la calidad de vida y satisfacción de los usuarios de estas prótesis. En cambio, existían muy pocos estudios que evidenciaran de forma global el rendimiento auditivo de estos dispositivos.

Si buscamos en la literatura científica estudios relacionados con el rendimiento de otros dispositivos de uso extendido como pueden ser las audioprótesis convencionales por vía aérea o los implantes cocleares (IC), observamos que a fecha julio del 2015 poniendo en *Pubmed* los términos, por ejemplo, “[*hearing aid*] AND [*performance*]” o “[*Cochlear implant*] AND [*performance*]”, existen para ambos casos más de 2000 publicaciones sobre este aspecto. En cambio, cuando los términos utilizados son en referencia a nuestros DAO “[*Bone anchored hearing aid*] AND [*performance*]” la cantidad de estudios reflejados disminuye sustancialmente a tan sólo unas pocas decenas.

Valorando los artículos indexados, observamos que también versan sobre aspectos puntuales del rendimiento, hallándose muy pocos con un enfoque más amplio desde el punto de vista perceptivo. Por ejemplo, en cuanto a la percepción verbal se han publicado diferentes estudios que valoran la inteligibilidad de los DAO (63, 77, 78), pero no nos consta que haya alguno siguiendo las pautas que utilizamos en nuestro estudio ni empleando listas de palabras y pseudopalabras. En referencia a la percepción tonal existen diferentes artículos, algunos ya antiguos, comparando los umbrales tonales liminares conseguidos a través de un estímulo transcutáneo y percutáneo, no coincidiendo plenamente los resultados entre ellos (79, 80). Siguiendo con la percepción tonal, no nos consta ninguna publicación acerca de la discriminación de intervalos de frecuencias con los DAO como sí los hay de IC (81, 82).

Por otro lado, los artículos que hemos revisado sobre el rendimiento de los DAO disponían de un número de participantes, generalmente, menor que el nuestro estudio, hecho que también sirvió de motivación para su realización.

A continuación plasmamos en la siguiente tabla algunos de los artículos representativos.

Autor	Año	N	DAO
Lustig	2001	40	BAHA (Entific Corp.)
Kompis	2007	7	Compact vs Divino
Ricci	2009	47	Baha®
Pfiffner	2011	26	Compact vs Divino vs BP100
Zarowski	2011	14	Divino, BP100, Ponto Pro
Flynn	2012	20	BP 110 (Power)
Boleas-Aguirre	2012	38	Compact, Divino, Intenso
P Hill-Feltham	2014	14	BP100 vs Ponto Pro

Tabla 2. Ejemplos de estudios representativos sobre rendimiento de los DAO.

La mejora de las capacidades auditivas del usuario es el fin último de los dispositivos auditivos osteointegrados percutáneos, y por tanto ha de ser cuantificado y caracterizado de forma global. Como hemos señalado anteriormente, se presentaron dos tesis doctorales acerca de aspectos quirúrgicos de los DAO, pero no nos consta que haya ninguna sobre aspectos audiológicos. Por ello, pretendimos realizar una batería de pruebas a los usuarios de estos DAO con el fin de hacer un análisis de su percepción auditiva. Como análisis de la percepción auditiva, entendimos valorar la percepción verbal, la percepción de tonal y la percepción subjetiva del beneficio del uso de estos dispositivos en un mismo usuario.

1.5 OBJETIVOS

La hipótesis de trabajo ha sido:

Las prótesis auditivas osteointegradas aportan beneficio tanto a nivel tonal, verbal como subjetivo.

El objetivo principal fue realizar un análisis perceptivo de los dispositivos auditivos osteointegrados (DAO) percutáneos.

Como objetivos secundarios se establecieron los siguientes:

- I.** Determinar el nivel de inteligibilidad que se alcanza con el uso de los DAO.
- II.** Determinar el rendimiento de los DAO ante condiciones de ruido.
- III.** Determinar si la discriminación de frecuencias a través de los DAO es igual al de los normoacúsicos.
- IV.** Caracterizar la posible atenuación del estimulador-diadema durante la evaluación preimplante.
- V.** Determinar la posible mejoría subjetiva en la calidad de vida de los usuarios de estos DAO.

2. METODOLOGÍA

2.1 TIPO DE ESTUDIO Y ÁREA

Presentamos un estudio descriptivo y observacional ambispectivo de una serie de casos, en el que se incluyeron 81 usuarios de prótesis auditivas osteointegradas percutáneas. Todos ellos fueron intervenidos quirúrgicamente en el Hospital Clínico Universitario de Valencia entre los años 2009 y 2014. La recogida de datos se realizó entre Mayo de 2011 hasta Febrero del 2014.

Previamente a la ejecución de este estudio, se proporcionó el proyecto del mismo debidamente detallado al Comité de Ética del Hospital Clínico Universitario de Valencia en el que informábamos acerca de los criterios de inclusión, objetivos, pruebas a realizar y finalidad del uso de los datos. Tras reunirse dicho comité, admitieron su realización. De igual forma, se envió el proyecto junto con la resolución del Comité Ético al Departamento de Cirugía de la Universidad de Valencia, quien aceptó y aprobó la realización de este estudio.

2.2 PARTICIPANTES

Todos los participantes fueron mayores de edad y usuarios de prótesis auditivas osteointegradas percutáneas de más de 6 meses que, tras haber

sido informados de forma verbal y escrita en qué consistía el estudio, firmaron un consentimiento informado como aceptación de su inclusión en él, permitiendo el uso de sus datos de forma confidencial y anónima para posteriores publicaciones científicas.

2.2.1 Criterios de inclusión, exclusión y eliminación.

- **Criterios de inclusión.**

Al tratarse de usuarios de dispositivos auditivos osteointegrados percutáneos, todos debían cumplir los criterios audiológicos u otológicos para beneficiarse de su uso y que a continuación describimos:

- Los criterios otológicos, estarían relacionados con la nula o mala adaptación de las audioprótesis convencionales (39) por las causas que señalamos en la introducción.
- En cuanto a los criterios audiológicos en las que se podría adaptar una prótesis auditiva de este tipo, han ido aumentando debido a su uso estandarizado y al desarrollo tecnológico. Para este estudio, sólo se incluyeron pacientes con hipoacusia de transmisión e hipoacusia mixta.

- Hipoacusia de transmisión (HT)

Es la indicación clásica y, teóricamente, puede aplicarse prácticamente a cualquier tipo de hipoacusia de transmisión. Definimos para nuestro

estudio HT como aquella con una media de umbrales tonales (de las frecuencias 500; 1000; 2000; 3000 y 4000 Hz) ≤ 25 dB por vía ósea, con una diferencia aéreo-ósea > 30 dB.

- Hipoacusia Mixta

Fueron candidatos óptimos para esta indicación aquellos sujetos que presentaron una diferencia aéreo-ósea > 30 dB y un umbral óseo promedio (de las frecuencias 500; 1000; 2000; 3000 y 4000 Hz), con un componente neurosensorial < 55 dB.

Además de estos criterios de indicación de estos tipos de DAO, los participantes para poder ser incluidos en el estudio debían:

- Ser mayores de 18 años
- Tener voluntad de ser incluidos, para ello fue un requisito firmar el consentimiento informado.
- Ser usuarios de estos DAO y tener un seguimiento de más de 6 meses.
- Tener el castellano como lengua materna.

- **Criterios de exclusión.**

Entre los criterios de exclusión estuvieron el no cumplir con lo citado en los párrafos anteriores, la probable mala o nula colaboración del sujeto

como podría ser el caso de deficiencias mentales y, finalmente, usuarios que no se han adaptado a estas prótesis auditivas y que no hacen ningún uso de ellas.

También se consideró criterio de no inclusión, las otras indicaciones de prótesis auditivas osteointegradas percutáneas, como es el caso de *Single Sided Deafness* (SSD) o los menores de 18 años. Ya que la inclusión de estos sujetos en el estudio probablemente alteraría el resultado de las pruebas.

- **Criterios de eliminación.**

Se considerarían los participantes que no completaran debidamente las diferentes pruebas o, que tras realizarle las pertinentes, tuvieran un umbral promedio para las frecuencias conversacionales vía ósea mayor de 55 dB.

2.3 MATERIALES

2.3.1 Dispositivos auditivos osteointegrados (DAO)

Los DAO utilizados fueron, por el tipo de población que disponíamos en nuestro hospital y para que fuera lo más representativa posible, los DAO de la empresa *CochlearTM Bone Anchored Solutions AB, Cochlear Ltd* (Göteborg, Suecia). En concreto los modelos:

- A. Baha[®] Divino
- B. Baha[®] BP-100
- C. Baha[®] Intenso
- D. Baha[®] BP-110 o Power.

Sintetizando, los modelos Divino[®] e Intenso[®] son dispositivos más antiguos y no programables. En cambio, los modelos BP-100[®] y Power[®] (BP-110[®]), además de llevar un procesador de sonido totalmente programable, tienen varios canales de análisis de sonido y programas personalizados, que permiten mejores señales en distintos entornos sonoros. Gestionan automáticamente el ruido y tienen algoritmos de programación específicos para hipoacusia mixta, hipoacusia conductiva y cofosis neurosensorial unilateral. Permitiendo adaptaciones adecuadas a umbrales medios de conducción ósea iguales o menores a 45 dB, en el caso de los BP-100[®], y 55 dB en el caso del Power[®]. La programación se

lleva a cabo por la Sección de Audiología de nuestro hospital junto con el apoyo de un gabinete técnico externo.

El dispositivo homólogo, más moderno, del Divino[®] sería el BP-100[®], y el del Intenso[®] sería el Power[®].

2.3.2 Pruebas audiológicas audiométricas.

A. Cabina audiométrica

Por lo que respecta a las pruebas audiológicas audiométricas, todas se realizaron en una habitación insonorizada de 25 m³ que reunía todos los equipamientos, requisitos y certificados de insonorización UNE-EN ISO 11957, UNE-EN ISO 717-1 y el cumplimiento de directiva europea de producto sanitario 93/42/CEE.

B. Audiómetro:

El audiómetro clínico utilizado fue el Audiotest[®] 330 (Interacoustics AS, Assens, Dinamarca) que sigue los estándares de referencia para calibración ISO 389 y de equipamiento y requisitos CEI 60645-1, CEI 60645-2 y ANSI S3.6, Tipo 2. Con calibración ISO 389-1 para los auriculares TDH39, ISO 398-2 para los EARTone5A, ISO 389-3, ISO 389-4 para el Vibrador B-71. De igual forma, se realizaron acumetrías básicas incluyendo el test de Rinne y Weber con el vibrador B-71, a todos los participantes.

C. Listas de palabras y pseudopalabras:

1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
LETRA	ZONA	VEGA	RIBA	COLI	JONE	GOLLA	CHACO	JIPE	COLI
TEMPLO	MUSA	SEDA	CITA	TIRA	PERLA	MUSA	LISO	SEDA	NODA
GANSO	DUCHE	NUBE	FIÑO	JIPE	GABU	DUMA	ROSA	ZONA	JASPE
JONE	LORA	GABU	RIMA	FASE	TIRA	PEÑA	GASA	GANSO	ZOPI
TISO	NODA	DELLO	ROSA	GOMA	BIJA	TEMPLO	CHENI	FIÑO	MILLA
PEÑA	CHACO	ZOPI	LUME	LISO	LORA	DERO	GOMA	CHINO	DUCHE
SUZA	PERLA	MILLA	GOLLA	DERO	NOZA	PINO	RIBA	NUBE	FASE
JASPE	CHENI	GASA	CERO	DIQUE	SADA	DELLO	GUSO	VEGA	CERO
NOZA	SADA	CHINO	GUSO	TELA	SUZA	CITA	DIQUE	LUME	LOPA
BIJA	RECA	PINO	LETA	DUMA	LETRA	RECA	TISO	RIMA	MANO

Tabla 3. Lista de palabras y pseudopalabras utilizadas para la realización de audiometrías verbales.

La lista de palabras y pseudopalabras empleadas fueron las arriba señaladas. Empleamos 10 listas, compuestas por palabras y pseudopalabras. El material verbal que componen las listas estaba equilibrado desde el punto de vista fonético y fonológico en lengua castellana. La grabación fue realizada en un estudio de grabación profesional. Cada lista fue organizada sobre una sola pista de audio donde cada palabra fue separada de la siguiente por 5 segundos de silencio. Todas las pistas fueron calibradas por igual.

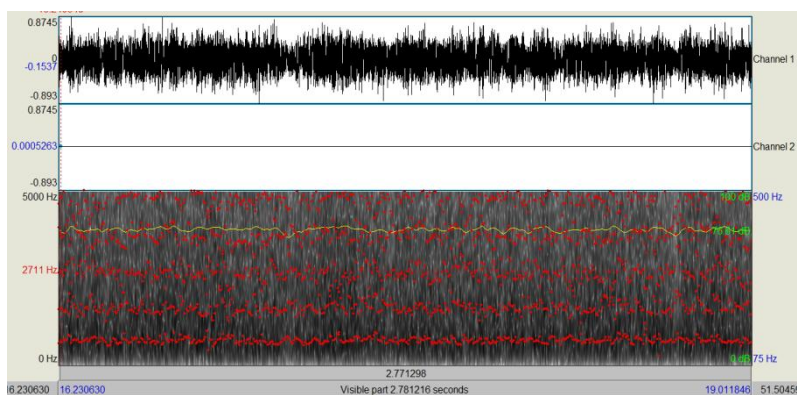
El concepto de pseudopalabra (83, 84) se emplea para nombrar a un fragmento discursivo que no tiene significado. Se trata de una agrupación de letras que no constituye una palabra y que, por lo tanto, no permite representar una idea o un concepto. La principal característica de las

pseudopalabras es que, en apariencia, parecen palabras reales ya que pueden pronunciarse y presentan caracteres de uso habitual en la lengua en cuestión. Sin embargo, carecen de un significado léxico. “Tiso” o “Guso” son ejemplos de pseudopalabras empleadas en nuestro estudio. Si consultamos el diccionario de la Real Academia Española (RAE), veremos que dichas palabras no existen. Sin embargo, por su fonética y por la combinación de letras que incluyen podrían formar parte de nuestra lengua. Incluso es posible imaginar un significado y emplear estas pseudopalabras en oraciones: “Con tanto guso, no hay quién pueda descansar”, “El plato principal del menú es tiso con verduras”. Otras combinaciones aleatorias de letras, en cambio, no logran constituirse como pseudopalabras. Por ejemplo, “Rpjbx” no es una pseudopalabra ya que no imita las palabras que usamos en la lengua castellana: carece de vocales, no puede pronunciarse, etc. No se puede concebir ninguna oración lógica o plausible que incluya “Rpjbx”. En nuestro caso, utilizamos pseudopalabras con formaciones bisilábicas, fonéticamente balanceadas. Al no existir un componente semántico que les acompañe, eliminamos así la suplencia mental que pudiera favorecer una mejor inteligibilidad, suponiendo un mayor reto para el participante.

D. Ruido de enmascaramiento

a. Ruido blanco

El ruido blanco o sonido blanco (85) es una señal aleatoria (proceso estocástico) que se caracteriza por el hecho de que sus valores de señal en dos tiempos diferentes no guardan correlación estadística. Como consecuencia de ello, su densidad de energía espectral (PSD, siglas en inglés de *power spectral density*) es una constante, es decir, su gráfica es plana. Esto significa que la señal contiene todas las frecuencias y todas ellas muestran la misma energía. Se trata de una señal no correlativa, por lo que en el eje del tiempo la señal toma valores sin ninguna relación unos con otros. Cuando se dice que tiene una densidad espectral de potencia plana, con un ancho de banda teóricamente infinito, es que en una gráfica espectral de frecuencia tras haber realizado una descomposición espectral de Fourier, en el dominio de la frecuencia veríamos todos los componentes con la misma amplitud, haciendo el efecto de una línea continua paralela al eje horizontal.



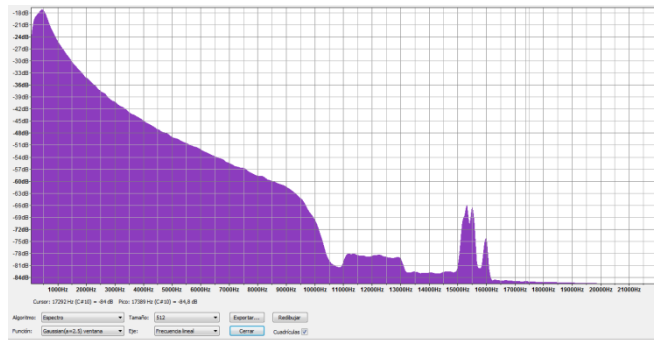


Figura 7. Ejemplo de análisis espectral del ruido blanco, analizado con el programa Audacity® 2.0.6 (Dominic Mazzoni).

b. Ruido cotidiano

Por otra parte, para simular de forma fidedigna un ambiente real utilizamos un ruido de enmascaramiento presente en la vida cotidiana. Elegimos un ruido de gente hablando en una cafetería, similar al que en inglés lo denominan “*Multitalker Babble (MTB)*”. En este caso existía una mayor selectividad frecuencial y de intensidad, con una amplitud variable y dinámica.

Este ruido de enmascaramiento fue obtenido de la web SPIB (*Signal Processing Information Base*). Se trata de un balbuceo de 100 personas que hablan en una cafetería. El radio habitación es de más de dos metros, por lo tanto, hay voces individuales que son ligeramente audibles. El nivel de ruido durante el proceso de de grabación fue variable con cambios de hasta 37 dB, con picos de 85 dB y descensos hasta 48 dB.

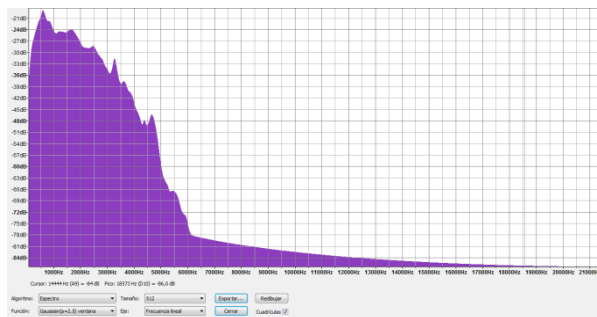
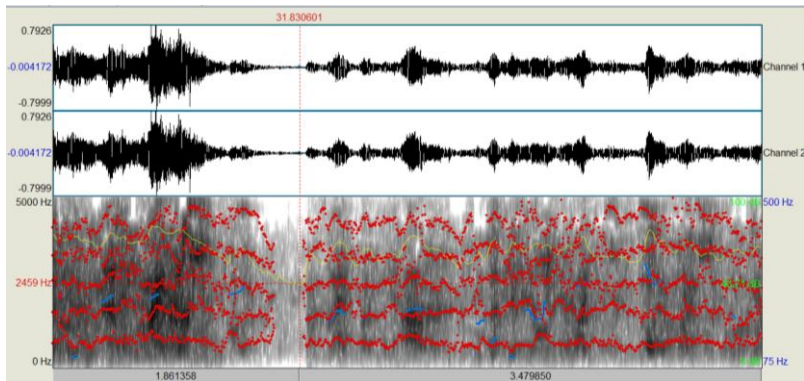


Figura 8. Ejemplo de análisis espectral del ruido *Multitalker Babble*, analizado con el programa Audacity® 2.0.6 (Dominic Mazzoni).

E. Adaptador de audio Cochlear™ Baha® (CE 504069, Cochlear Bone Anchored Solutions AB, Cochlear Ltd, Göteborg, Suecia)

Se trata de un cable conector de audio monoaural, cuya función era transmitir la señal lanzada desde el audiómetro hasta el dispositivo del usuario y, vía conducción ósea directa, provocar el estímulo auditivo.

F. Reproductor sonido mp4 SPCinternet 8228n (Telecom y Novatecno S.A (Álava, España).

G. *Headband* o diadema

2.3.3 Pruebas audiológicas de discriminación de frecuencias.

Con el fin de estudiar el comportamiento de estas prótesis auditivas frente a diferentes frecuencias, realizamos una serie de pruebas con diferentes tonos que a continuación detallamos.

A. Tonos puros

Como lo define su nombre, son sonidos compuestos por una sola frecuencia, que no existen de forma natural. Son por tanto, sonidos artificiales o de laboratorio, puede producirlo cualquier generador de frecuencias, audiómetros o el diapasón que utilizamos en la práctica clínica. El tono puro tiene una intensidad que varía con la amplitud de presión de la onda y una altura que varía según la frecuencia.

Los sonidos simples o tonos puros, son ondas sinusoidales de una frecuencia determinada. Para generar estas frecuencias se utilizó el programa Audacity[®] 2.0.6 (Dominic Mazzoni) y las frecuencias que se estudiaron fueron 500, 1000 y 2000 Hz.

- f 500 Hz: Se comparó el tono puro 500 Hz con un incremento de frecuencias (Δf) de +/- 3 Hz, alcanzando el intervalo 515-485 Hz.

Como ejemplo, las comparaciones que realizamos: 515-500 Hz; 512-500 Hz; 509-500 Hz; 506-500 Hz; 503-500 Hz, 500-500 Hz; 497-500 Hz; 494-500 Hz; 491-500 Hz; 488-500 Hz; 485-500 Hz.

- f 1000 Hz: Se comparó el tono puro 1000 Hz con un Δf de +/- 3 Hz, alcanzando el intervalo 1015-985 Hz. Las comparaciones fueron las siguientes: 1015-1000 Hz; 1012-1000 Hz; 1009-1000 Hz; 1006-1000 Hz; 1003-1000 Hz, 1000-1000 Hz; 997-1000 Hz; 994-1000 Hz; 991-1000 Hz; 988-1000 Hz; 985-1000 Hz
- f 2000 Hz: Se comparó el tono puro 2000 Hz con un Δf de +/- 5 Hz, alcanzando el intervalo 2025-1975 Hz. Como ejemplo, vemos las comparaciones que realizamos: 2025-2000 Hz; 2020-2000 Hz; 2015-2000 Hz; 2010-2000 Hz; 2005-2000 Hz, 2000-2000 Hz; 1995-2000 Hz; 1990-2000 Hz; 1985-2000 Hz; 1980-2000 Hz; 1975-2000Hz

Todas las series fueron grabadas de la misma manera existiendo un total de 11 parejas para cada serie. Si tenemos en cuenta cada pareja de tonos, la duración de cada una de las frecuencias fue de 1000 milisegundos (ms) y, entre tono y tono, hubo un intervalo de silencio de 500 ms. Para diferenciar cada pareja de tonos, existía un periodo de silencio de 3000 ms.

B. Sonidos armónicos.

Los sonidos armónicos (86), se componen de un tono fundamental y de muchos otros tonos de distintas frecuencias. Se llama primer armónico al tono fundamental, que es el más grave y generalmente es más intenso que el resto de sus armónicos. Segundo armónico a un tono que suena al doble de la frecuencia del primer armónico, tercer armónico a un tono que suena a una frecuencia tres veces superior a la del primer armónico, y así sucesivamente. El timbre de un sonido deriva de la peculiar composición de armónicos. En general, los armónicos que pueden multiplicarse o dividirse por un número entero (como octavas, armónicos pares o impares, etc.) suenan más “musicales”. Los tonos que no pueden multiplicarse ni dividirse por un número entero se conocen como armónicos superiores inarmónicos o tonos parciales. Cuando se combinan cierto número de estos armónicos superiores inarmónicos, tiende a sonar “ruidoso”.

Pongamos un ejemplo: la oscilación básica (el tono fundamental, primer armónico o frecuencia fundamental $-f_0-$) es una “La” a 440 Hz. El segundo armónico ha duplicado la frecuencia (880 Hz), el tercero oscila tres veces más rápido (1320 Hz), los siguientes oscilan cuatro y cinco veces más deprisa, y así sucesivamente.

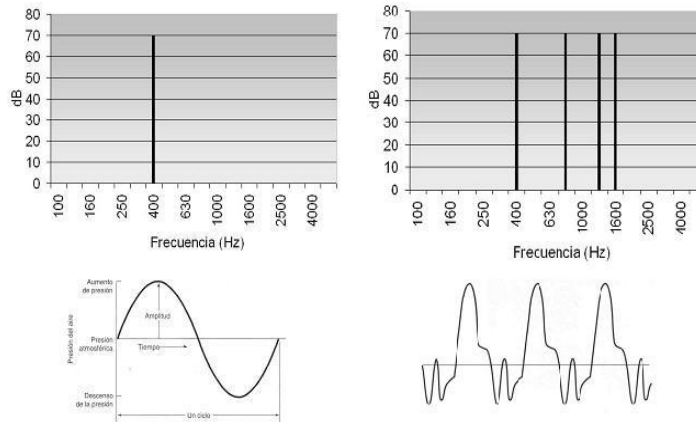


Figura 9. Representación gráfica de un tono puro de 400 Hz y un tono compuesto (armónico) con su fundamental a 440 Hz.

Esta f_0 440 Hz fue la que utilizamos en nuestro estudio. Para ello, elegimos la nota musical La4 del piano y la comparamos con las notas musicales (semitonos) contiguas con f_0 más agudas o graves.

A continuación en la siguiente tabla representamos los intervalos de sonidos armónicos utilizados, 9 intervalos para cada serie, así como la traducción de cada nota a su frecuencia fundamental (f_0).

Semitono	Notas piano	Frecuencia (f_0)	Diferencia Hz
-4	La4-Fa3:	440-349 Hz	91
-3	La4-Fa#3	440-369 Hz	71
-2	La4-Sol3	440-392 Hz	48
-1	La4-Sol#3	440-415 Hz	25
0	La4-La4	440-440 Hz	0
+1	La4-La#4	440-466 Hz	26
+2	La4-Si4	440-493 Hz	53
+3	La4-Do4	440-523 Hz	83
+4	La4-Do#4	440-554 Hz	114

Tabla 4. Intervalos de sonidos armónicos utilizados para evaluar la discriminación de frecuencias.

En la siguiente tabla representamos las principales características acústicas de las notas de piano empleadas: Decibelios en nivel de presión sonora (dB –SPL-), Decibelios ajustados o ponderados (dBA); *Loudness* o sonoridad, medido en sonios (soneGF) y *Tonality* o tonalidad del sonido, medido en unidades tonales (tu).

	dB (SPL)	dBA	Loudness (SoneGF)	Tonality (tu)
la4	85.2	83,01	35.5	1.05
fa3	87.7	83,3	32.1	1.14
fa#3	87.6	83,25	34.8	1.11
sol3	84.6	83,18	30.5	1.05
sol#3	83.3	82,73	26.5	1.10
la#4	84.3	82,25	30.4	1.06
si4	87.7	84,85	30.2	1.05
do4	87.1	84,66	28.4	1.02
do#4	86.6	84,76	25.4	1.07

Tabla 5. Características acústicas de las notas de piano empleadas en las series.

2.3.4 Calidad de vida y satisfacción de los usuarios.

A. *Glasgow Benefit Inventory* (GBI)

El cuestionario GBI (87) consta de 18 preguntas (puntuación total) divididas en 3 subescalas: subescala general, que consta de 12 preguntas; subescala social, 3 preguntas; y subescala sobre salud física, 3 preguntas. Cada pregunta es respondida atendiendo a una escala de Likert que va desde 1 (gran deterioro) hasta 5 (gran mejoría) en lo que respecta al estado de salud.

Tanto la puntuación total como la de cada subescala van, desde - 100 puntos, que reflejaría el peor estado posible, hasta + 100 puntos,

correspondiente a la mejor calidad de vida alcanzable. La forma de calcular la puntuación de deterioro o mejoría, lo explicamos más adelante en el apartado de método.

Con este cuestionario tratamos de responder a si la intervención realizada y el uso del DAO repercute, positiva o negativamente, a la calidad de vida del usuario.

B. Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit (APHAB)

El cuestionario APHAB (88) se trata de una autoevaluación en el cual los pacientes reflejan la cantidad de problemas auditivos o dificultades de comunicación que pueden percibir en situaciones cotidianas.

El APHAB contiene 24 preguntas divididas en 4 subescalas: facilidad de comunicación (FC), esfuerzo para entender bajo condiciones relativamente favorables; reverberación (RV), capacidad de comunicarse en estancias reverberantes como clases o salas de conferencias; ruido de fondo (RF), inteligibilidad en ambientes con alto ruido de fondo; y aversión al ruido (AR), referente a sonidos ambientales acústicamente desagradables. Cada una de las 24 preguntas corresponde sólo a una subescala, por lo que hay 6 preguntas para cada subescala distribuidas aleatoriamente por el cuestionario.

Cada una de las cuestiones es respondida en dos situaciones diferentes, sin ayuda auditiva y con ayuda auditiva, en nuestro caso, sin prótesis auditiva osteointegrada y con ella. Existe una escala de respuestas cerrada, dónde hay 7 posibles tipos de contestaciones en forma de porcentaje: Siempre, que equivale a 99% de las veces; Casi siempre, 87%; Generalmente, 75%; La mitad de las veces, 50%; Ocasionalmente, 25%; Pocas veces, 12% y Nunca, 1%. De tal forma que se obtiene una puntuación en forma de porcentaje para ambas situaciones. La diferencia entre estas puntuaciones, con prótesis auditiva y sin ella, nos informará del porcentaje de beneficio que se obtiene con su uso.

C. Preguntas con respuesta dicotómica.

Realizamos dos tipos de preguntas sencillas de entender y con respuestas dicotómicas cerradas.

La primera fue sobre la presencia o no de acúfenos, ya que muchos de los participantes además de la hipoacusia, que fue el motivo principal por el que se indicó este tipo de audio prótesis, se acompañaban de acúfeno. La pregunta fue: ¿Tiene usted acúfenos? En este caso, tan sólo se podía contestar sí o no.

La segunda pregunta fue acerca del cumplimiento o uso de su prótesis auditiva osteointegrada: ¿Cuántas horas aproximadamente usa su prótesis

auditiva osteointegrada diariamente? La respuesta posible era, más de 8 horas o menos de 8 horas.

D. E.A.V (Escala analógica visual)

Los participantes que respondieron sí a la pregunta sobre si padecían acúfenos, señalaron en una escala analógica visual la intensidad que percibían antes del uso del dispositivo. Conocido el beneficio que supone la terapia sonora en este tipo de sintomatología, preguntamos mediante E.A.V el grado de acúfeno que percibían después con el uso de la prótesis auditiva osteointegrada.

2.3.5 Programa estadístico utilizado:

Para realizar el análisis estadístico utilizamos el programa R 3.2.2: <http://www.R-project.org/>. (R Core Team (2015). Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria)

2.4 MÉTODO

A continuación describimos el procedimiento que llevamos a cabo de forma sistemática para cada participante. Realizamos una batería de pruebas a cada uno de ellos, siempre en el mismo orden e igual para todos, con el fin de garantizar un rigor metódico y evitar la inclusión de errores de procedimiento.

Los test que realizamos consistieron en audiometrías tonales liminares (ATL) y audiometrías verbales (AV), ambas en diferentes situaciones: sin ayuda auditiva, mediante simulador y con DAO. También se valoró la discriminación de frecuencias entre pares de tonos puros y pares de tonos armónicos. Para evaluar los beneficios acontecidos sobre la calidad de vida o el uso del dispositivo, se utilizaron dos cuestionarios estandarizados. Finalmente, se realizaron las preguntas con respuesta dicotómica sobre situaciones concretas, introduciendo escalas analógicas visuales en alguna de ellas.

2.4.1 Pruebas audiológicas audiométricas.

Lo primero que se realizó a cada individuo fue una ATL en tres situaciones diferentes, abajo detalladas:

- Sin ayuda auditiva: la realización ATL sin ayuda protésica siguió los criterios básicos del procedimiento ISO 8253-1.2010: vía aérea mediante auriculares TDH-39 y vía ósea a través de vibrador óseo B-71.
- Con simulador (diadema -estímulo transcutáneo-): diadema al que se acopla el procesador que usa habitualmente el usuario. Vía conexión directa mediante adaptador de audio monoaural *CochlearTM* (oído portador del dispositivo)
- Con el DAO (estímulo percutáneo): vía conexión directa mediante adaptador de audio monoaural (oído portador del dispositivo).

De esta forma hallamos los umbrales tonales por vía ósea para las frecuencias 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz y 4000 Hz, en cada una de las tres condiciones descritas. Procediendo con técnicas de enmascaramiento en caso de requerirlo.

Una vez realizada la ATL sin ayuda auditiva y hallados los umbrales por vía ósea en el oído portador de la prótesis auditiva osteointegrada definitiva, se calculó el umbral para las frecuencias conversacionales (UFC) promediando los valores de las frecuencias 500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz y 4000 Hz. Este UFC, se utilizaría como referencia de intensidad para posteriores test que se realizarían y que describiremos más adelante.

I. Para dar respuesta al primero de los objetivos “Determinar el nivel de inteligibilidad que se alcanza con el uso de las DAO” establecimos el siguiente método:

Desde el punto de vista de la percepción verbal, interesaba saber el grado de inteligibilidad que proporcionaban estas prótesis auditivas en condiciones ideales de silencio. Realizamos una serie de AV en cabina insonorizada y sin ruido de enmascaramiento. Del mismo modo, relacionamos el tipo de hipoacusia y los diferentes dispositivos auditivos utilizados con el grado de inteligibilidad alcanzado.

- Se realizaron AV (ISO 8253-3, 2012), con un audiómetro clínico (Audiotest® 330) a través de conexión directa al dispositivo mediante adaptador de audio monoaural y conectado al audiómetro el reproductor sonido mp4 SPCinternet 8228n el cual contenía las listas de palabras y pseudopalabras. Regulando la salida de la intensidad desde el propio audiómetro. Valoramos el porcentaje de discriminación a 65 dB (%D 65 dB), el porcentaje de discriminación máxima ($D_{m\acute{a}x}\%$) y el umbral de recepción verbal (URV).

Basándonos en el umbral de frecuencias conversacionales (UFC) de cada paciente promediado anteriormente, se realizaron 3 AV en condiciones estándar de silencio. Cada AV se emitió a diferente intensidad, con el

objetivo de establecer el grado de inteligibilidad alcanzado en cada una de ellas.

Para todos los individuos utilizamos la misma regla: partiendo del UFC, realizamos una AV incrementando 30 dB; la siguiente AV aumentábamos 40 dB; y a la última AV le sumábamos 50 dB sobre el UFC. De tal forma que las intensidades para las AV fueron las siguientes:

- UFC + 30 dB
- UFC + 40 dB
- UFC + 50 dB

Una vez finalizadas las logaudiometrías y valorando los porcentajes de aciertos, preguntábamos al paciente qué intensidad de las tres le parecía más cómoda. A la intensidad a la que se referían se la denominó umbral cómodo (U_{com}), intensidad que utilizaríamos para efectuar posteriores test. En el caso en el que no se objetivó una intensidad de confort determinada, la UFC + 40 dB fue la elegida.

- AV sin ayuda auditiva a U_{com} .

Una vez realizadas las AV a + 30 dB; + 40 dB; + 50 dB; y determinado el U_{com} , se realizó una AV a U_{com} sin ayuda auditiva, de tal forma que pudimos obtener el nivel de inteligibilidad alcanzado observando el $D_{m\acute{a}x}\%$ a esta intensidad. Comparamos los datos obtenidos sin la ayuda auditiva con los datos que teníamos a la misma intensidad con la prótesis

auditiva osteointegrada, observando el beneficio que se adquiere con su uso desde el punto de vista de la inteligibilidad.

$$D_{\text{máx}}\% \text{ sin DAO} - D_{\text{máx}}\% \text{ con DAO} = \text{BENEFICIO}$$

$$\text{URV sin DAO} - \text{URV con DAO} = \text{BENEFICIO}$$

II. Siguiendo con la percepción verbal, tanto las pruebas audiológicas previas a la indicación de estos dispositivos, como las posteriores en la evaluación y seguimiento, habitualmente se realizan en situaciones ideales de silencio. En cambio, las condiciones habituales en la vida cotidiana, se producen con ruido ambiental de fondo que podría enmascarar el mensaje y, por tanto, alterar la comprensión. Por tanto, para dar respuesta al segundo de los objetivos “Determinar el rendimiento de los DAO ante condiciones de ruido”, establecimos el siguiente método:

Planteamos una evaluación de la inteligibilidad con diferentes modos e intensidades de enmascaramiento, con el fin de observar el comportamiento de estos dispositivos. Para ello seguimos el *Signal to Noise Procedure* (SNR), un sistema de enmascaramiento basado en diferentes relaciones de intensidad entre la señal, en este caso la lista de palabras y pseudopalabras, y el ruido de enmascaramiento. El SNR es uno de los principales factores que determinan el rendimiento de la inteligibilidad con ruido de fondo. En general, a SNR más alto, mejor

reconocimiento de la palabra (89). También, como novedad, lo evaluamos utilizando dos ruidos diferentes de enmascaramiento en la AV (ISO 8253-3, 2012); un ruido blanco y un ruido cotidiano. Tanto la señal como el ruido, se emitieron desde la misma fuente sonora (S_0N_0).

a. SNR con ruido blanco.

Para el primer modo de enmascaramiento se realizaron audiometrías verbales utilizando un ruido blanco. Se emitió la AV utilizando las listas de palabras y pseudopalabras (señal) a una intensidad U_{com} , que fue previamente hallada para cada individuo de la forma que hemos descrito anteriormente, con una relación respecto al ruido de + 10 dB; + 0 dB; - 5 dB. Esto quiere decir que hubo 3 AV:

- Primero, se realizó a SNR + 10 dB, en la que la señal es 10 dB más intensa que el ruido que enmascara.
- Después, SNR + 0 dB, donde la intensidad de la señal y ruido es la misma.
- Finalmente, SNR - 5 dB, siendo en este caso la señal 5 dB menos intensa que el ruido que enmascara.

b. SNR con ruido cotidiano

Para el segundo modo de enmascaramiento, se realizaron AV siguiendo el anterior procedimiento del SNR (+ 10 dB; + 0 dB; - 5 dB), pero diferenciándose de este, en que el ruido que enmascaraba fue un sonido

ambiental cotidiano, el ruido de gente hablando en una cafetería “*Mutitalker Babble (MTB) noise*”.

2.4.2 Pruebas audiológicas de discriminación de frecuencias.

III. Para estudiar el tercer objetivo “Determinar si la percepción de frecuencias a través de los DAO es igual al de los normoacúscos” realizamos las pruebas de la siguiente manera:

Por lo que respecta a la percepción de frecuencias, estudiamos la discriminación de éstas. Se trata de la propiedad del oído que permite percibir la diferencia entre dos tonos puros del mismo nivel sonoro pero de frecuencias diferentes que sean presentados uno tras el otro. La capacidad de distinguir la diferencia mínima discriminable entre dos estímulos se denomina "umbral diferencial", "umbral de discriminación", o diferencia mínimamente perceptible (del en inglés "*just noticeable difference*" o JND) (90). Dos estímulos separados por menos de una DJP no pueden distinguirse entre sí. La DJP para alturas tonales depende, principalmente, de la frecuencia pero también de la intensidad y de la duración del sonido. Las *diferencias mínimas perceptibles* son unidades utilizadas desde Weber y Fechner para medir los umbrales de la audición. Resultan importantes en estudios de percepción porque miden la capacidad de resolución del oído y los límites de la audición.

Los procedimientos más habituales para detectar las Diferencias Mínimas Perceptibles son dos:

- Procedimiento AX (el más frecuente), en el que al sujeto se le pregunta: ¿el estímulo X y el estímulo A son iguales o diferentes? La respuesta “diferentes” se incrementa en el momento en que la diferencia entre A y X empieza a ser perceptivamente relevante.

- Procedimiento ABX; la pregunta ahora es ¿X es igual a A o igual a B? El número de identificaciones correctas aumenta a medida que A y X se distancian.

En nuestro caso optamos por el primer modelo, procedimiento AX, y utilizamos dos tipos de tonos para observar el umbral de discriminación.

Zwicker (91), (92) y también Buser en su libro “*Audition*” (93), demostraron que para intensidades comprendidas entre 40 y 70 dB, un oído sano es sensible a un mínima variación tonal de 0,0035, con respecto a una frecuencia dada. Este umbral relativo sólo es cierto para frecuencias comprendidas entre 200 y 5000 Hz. En efecto, en los extremos la sensibilidad a las variaciones de altura tonal es menor. De tal forma que de este umbral relativo, es fácil obtener la variación mínima de altura tonal que el oído humano puede percibir, multiplicándolo por la frecuencia de referencia. Por ejemplo, a 1000 Hz, la variación mínima es de $0,0035 \times 1000 = 3,5$ Hz, y a 5000 Hz $0,0035 \times 5000$, en torno a 18Hz

(94). Por este motivo, creímos destacable el valorar si el grado de discriminación para diferentes tonos seguía el mismo patrón que para el oído con normoacusia. Por un lado porque se trataba de oídos con hipoacusia, y por otro porque la transducción de la señal se producía en un dispositivo con unas características determinadas que podían producir artefactos.

a. Tonos Puros

El procedimiento fue el siguiente, le mostrábamos a U_{com} el tono puro que el paciente iba a escuchar, en nuestro caso 500 Hz, 1000 Hz o 2000 Hz. Una vez el paciente se familiarizaba con el tono, le explicábamos que le iríamos presentado parejas de tonos en las que siempre estaría ese mismo tono junto con otro tono muy similar. Tras escuchar ambos tonos, nos tenía que decir si los dos tonos emitidos eran percibidos iguales o diferentes.

En total presentábamos 11 parejas de tonos para cada serie, dentro de las cuales, un componente de la pareja siempre sería la frecuencia a estudio. A continuación, recordamos las frecuencias exploradas, junto con los incrementos de frecuencias y los intervalos alcanzados:

- 500 Hz con un Δf +/- 3 Hz, (intervalo: 515-485 Hz)
- 1000 Hz con un Δf +/- 3 Hz (intervalo: 1015-985 Hz)
- 2000 Hz con un Δf +/- 5 Hz (intervalo: 2025-1975 Hz)

La presentación de las parejas de tonos fue en orden descendente desde la frecuencia más aguda hasta la más grave. El participante anotaba en el cuestionario si lo percibía igual o diferente.

b. Sonidos armónicos

En esencia, fue similar al ejercicio anterior de los tonos puros, pero en este caso los sonidos eran armónicos. Para ello se emitieron una serie de parejas de notas musicales, tomando como referencia de instrumento el piano, y como referencia de nota la “La4”, cuyo primer armónico o fundamental equivale a 440 Hz.

La serie de parejas de notas musicales que se compararon fueron las siguientes:

TONOS ARMÓNICOS	Notas de piano		MODO ALEATORIO	MODO ASCENDENTE
	La4-La#4	440-466 Hz	La4-Fa3	440-349 Hz
	La4-Fa#3	440-369 Hz	La4-Fa#3	440-369 Hz
	La4-Do#4	440-554 Hz	La4-Sol3	440-392 Hz
	La4-La4	440-440 Hz	La4-Sol#3	440-415 Hz
	La4-Sol#3	440-415 Hz	La4-La4	440-440 Hz
	La4-Do4	440-523 Hz	La4-La#4	440-466 Hz
	La4-Sol3	440-392 Hz	La4-Si4	440-493 Hz
	La4-Si4	440-493 Hz	La4-Do4	440-523 Hz
	La4-Fa3	440-349 Hz	La4-Do#4	440-554 Hz

Tabla 6. Pares de sonidos armónicos. Se utilizan parejas de notas de piano, teniendo como referencia la nota La4 (440 Hz) y presentándose de dos modos: aleatorio y ascendente.

Se emitieron dos series de tonos, cada una de ellas compuesta por 9 parejas de notas de piano. Ambas series albergaron las mismas parejas

tonales pero ordenadas de forma diferente. La primera de ellas fue de forma ascendente y la segunda la presentación de las parejas era aleatoria. El participante anotaba en el cuestionario si lo percibía igual o diferente. Cada una de las notas correspondía a un semitono superior a la anterior. De forma que se comparó La4 (4400Hz) con +1, +2, +3, +4 semitonos; y con -1, -2, -3, -4 semitonos.

2.4.3 Comparación entre estimulación auditiva transcutánea y percutánea.

IV. Para el estudio del cuarto de los objetivos “Caracterizar la posible atenuación del estimulador-diadema durante la evaluación preimplante” realizamos el siguiente procedimiento:

Otro aspecto a estudiar fue si existían variaciones en los resultados entre los test previos la indicación y los valores audiológicos con el DAO. Los test previos a la indicación de los DAO, se realizan de forma simulada con un dispositivo igual al que se usaría posteriormente. Se conecta a una diadema o banda, con el fin de garantizar una buena estabilidad y buen contacto en el área mastoidea para proporcionar que el estímulo transcutáneo sea efectivo y que los resultados de esta prueba ratifiquen o no su indicación (36). Existen diferentes artículos sobre este tema y los resultados entre ellos coinciden parcialmente (79, 80). Quisimos observar

si existían diferencias, para un mismo usuario con una única prótesis, entre los dos tipos de estimulación, la transcutánea y la percutánea. De tal forma que valoramos tanto los umbrales auditivos tonales como el nivel de inteligibilidad que se alcanzaba a una misma intensidad para ambos estímulos.

a. ATL: Simulador vs DAO

Comparamos los umbrales tonales vía ósea obtenidos en la ATL realizados con el simulador y los que se obtuvieron con la prótesis auditiva osteointegrada, para observar si existían diferencias entre ambos tipos de estimulación. Las frecuencias que comparamos fueron las testadas en la ATL (500 Hz, 1000 Hz, 2000 Hz, 3000 Hz y 4000 Hz).

b. URV: Simulador vs DAO

Se halló el URV mediante la estimulación transcutánea y se comparó con los datos obtenidos referente a este umbral en las AV con el estímulo percutáneo (DAO), con la finalidad de observar si había o no diferencias.

c. Audiometría verbal (U_{com}): Simulador vs DAO

Se realizó una AV a una intensidad U_{com} con el simulador y se compararon los resultados obtenidos con la AV que se realizó a la misma intensidad con la prótesis auditiva osteointegrada, con el fin de observar si existían diferencias en el porcentaje de aciertos.

2.4.4 Calidad de vida y satisfacción de los usuarios.

V. Para contestar al quinto de los objetivos “Determinar la posible mejoría subjetiva en la calidad de vida de los usuarios de estas DAO” realizamos el siguiente método:

Otro apartado de nuestra investigación fue la impresión del usuario sobre el uso del DAO, denominándolo percepción subjetiva. Muchos candidatos presentaban una serie de manifestaciones otológicas que repercutían en su vida cotidiana haciéndola, en algunos casos, más difícil. Se trataba, por ejemplo, de la imposibilidad de adaptación de una prótesis auditiva por vía aérea convencional en otitis medias crónicas supuradas, por reacciones dermatológicas en el conducto auditivo externo o por malformaciones. También la hipoacusia de transmisión o la hipoacusia mixta, y los acúfenos que podían acompañar, hacía que la situación se agravara. Esto obligaba a pensar que en muchos casos, el uso de estos DAO fuera una solución para garantizar una buena ganancia auditiva y disminuir estas manifestaciones. Por tanto, un aspecto importante fue la percepción subjetiva sobre la calidad de vida y beneficio audiológico de los usuarios.

- *GBI y APHAB.*

Tanto el GBI como el APHAB son cuestionarios relativamente cortos, que se realizan rápidamente. Los usuarios los cumplimentaron ayudados

por un miembro de nuestro equipo con el fin de resolver cualquier duda que pudieran tener. De esta forma también asegurábamos que los datos entre los diferentes usuarios fueran los más representativos posibles.

Para calcular la puntuación obtenida en cada una de las subescalas del cuestionario GBI, se realizó siguiendo las instrucciones de *The Glasgow health status questionnaires manual*.

- Para la puntuación total, se sumaron el total de las preguntas, de la 1 a la 18. Se dividió entre 18, para calcular la puntuación media. A esta media se le restó 3. El resultado se multiplicó por 50, obteniendo de esta forma la puntuación que obtuvo un valor entre + 100 y – 100.
- Para la escala General, las preguntas fueron la 1, 2, 3, 4, 5, 6, 9, 10, 14, 16, 17 y 18. Se dividió entre 12, para calcular la puntuación media. A esta media se le restó 3. El resultado se multiplicó por 50, obteniendo de esta forma la puntuación que obtuvo un valor entre + 100 y – 100.
- Para la escala Social, las preguntas fueron la 7, 11 y 15; y para la escala Física, las preguntas fueron la 8, 12 y 13. Cada una se dividió entre 3, para calcular la puntuación media. A esta media se le restó 3. El resultado se multiplicó por 50, obteniendo de esta forma la puntuación que obtuvo un valor entre + 100 y – 100.

Por lo que respecta al APHAB, la fórmula de calcular los porcentajes de problemas en las diferentes subescalas (FC, RF, RV y AR) y el beneficio obtenido por el uso del DAO, lo detallamos a continuación. Nuestro cuestionario fue el APHAB formato A:

- Las preguntas referidas a la subescala facilidad de comunicación (FC), fueron la 4, 10, 12, 14, 15 y 23.
- Las preguntas en relación con la subescala ruido de fondo (RF) 1, 6, 7, 16, 19 y 24. Tanto la 1, como la 16 y 19, fueron preguntas inversas.
- Las preguntas referidas con la subescala ruido de fondo (RF) 2, 5, 9, 11, 18 y 21. Señalando que la pregunta 9, 11 y 21, fueron preguntas inversas RV
- Las preguntas de la subescala aversión al ruido (AR), correspondieron a la 3, 8, 13, 17, 20 y 22. En esta subescala, no hubo ninguna pregunta inversa.
-

Se asignó un valor a cada una de las respuestas a las diferentes preguntas, teniendo en cuenta si se trataban de una pregunta normal o inversa.

	RESPUESTA	NORMAL	PREGUNTA INVERSA
A	SIEMPRE	99%	1%
B	CASI SIEMPRE	87%	12%
C	GENERALMENTE	75%	25%
D	LA MITAD DEL TIEMPO	50%	50%
E	OCASIONALMENTE	25%	75%
F	RARAS VECES	12%	87%
G	NUNCA	1%	99%

Tabla 7. Porcentaje que corresponde a cada una de las respuestas dependiendo de si es una pregunta normal o una inversa.

En base a las respuestas de los participantes, se calculó la media de porcentajes para cada una de las subescalas tanto sin el uso de los DAO como con ellos.

El beneficio se calculó restando el porcentaje de problemas con el uso del DAO, a los problemas presentados cuando no se usa el dispositivo auditivo.

$$\text{BENEFICIO} = \% \text{ Sin ayuda} - \% \text{ DAO}$$

- Preguntas con respuesta dicotómica

Creímos oportuno indagar acerca de su presencia, de la intensidad percibida y de si estos mejoraron o empeoraron con el uso de los DAO. Realizamos una serie de preguntas acerca del uso diario que hacen del DAO.

Los participantes contestaron en el cuestionario, marcando la casilla correspondiente, las siguientes preguntas:

- ¿Acúfeno previo al uso del DAO? Donde la posible respuesta era sí o no.
- ¿Cuántas horas al día usa el DAO?, que le seguían dos respuestas posibles, si usaba el DAO más de 8 horas o si lo usaba menos de 8 horas al día.
- E.A.V (Escala analógica visual)

Se realizó una EAV para medir la intensidad del acúfeno que padecían tanto previamente al uso del DAO, como actualmente con su uso.

Les presentamos una línea de 10 centímetros en cuyos extremos se encuentran las expresiones antagónicas del síntoma: 0, acúfeno ausente; y 10, el peor acúfeno imaginable. El paciente marcó en la línea el punto que mejor describía la intensidad de su acúfeno para las dos situaciones: antes del uso del DAO y, ahora con el uso del DAO.

2.4.5 Análisis estadístico

En cuanto al análisis estadístico, las variables cuantitativas han sido resumidas mediante el valor de la media, la desviación estándar (\pm DE) y sus valores mínimo y máximo, mientras que las variables cualitativas han sido resumidas mediante sus frecuencias absolutas y porcentajes. Todos

los resultados se apoyan en representaciones gráficas, según el tipo de variables involucradas que clarifican y ayudan al entendimiento de los mismos.

Para el estudio de la significación estadística se han empleado diferentes pruebas según el objetivo. Para valorar la relación entre variables cualitativas se ha utilizado el test Chi-cuadrado, mientras que para valorar las diferencias estadísticamente significativas entre valores medios de una variable cuantitativa según el efecto de varios factores, se han empleado modelos ANOVA de medidas repetidas considerando por tanto modelos lineales mixtos en los que se ha controlado la variabilidad intrasujeto como un efecto aleatorio, y los factores fijos involucrados en cada caso. Además, se han utilizado las técnicas de comparaciones múltiples posthoc para realizar las comparaciones de interés.

2.4.5 Cronograma:

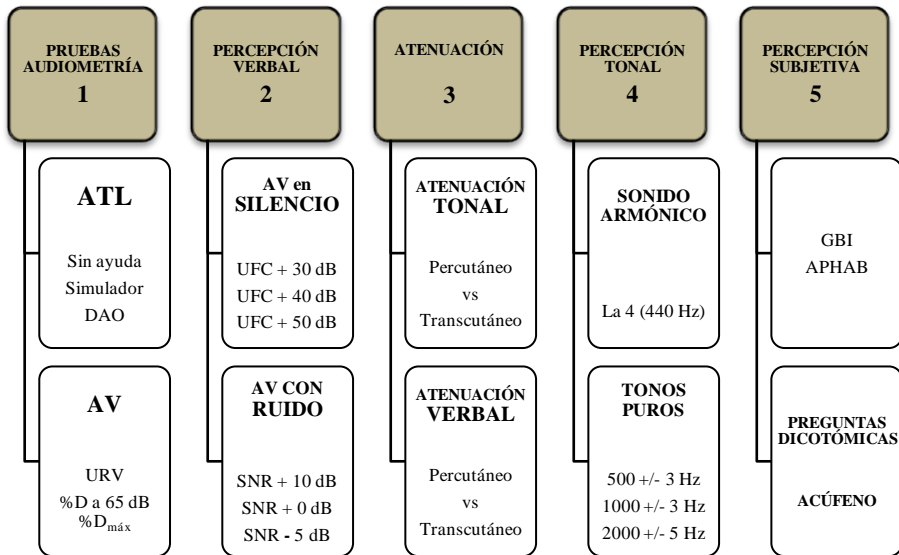


Figura 10. Esquema de las diferentes pruebas que se realizaron en el estudio.

3. RESULTADOS

3.1 DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA.

A continuación vamos a describir las variables cualitativas y cuantitativas de la muestra incluida en nuestro estudio, 81 usuarios de DAO percutáneos. Del total de los participantes incluidos en el estudio, 36 fueron hombres y 45 mujeres, con una edad media de 61.43, una desviación estándar (DE) de ± 8.42 años; y un rango (mínimo y máximo) que fue desde los 43 a los 77 años.

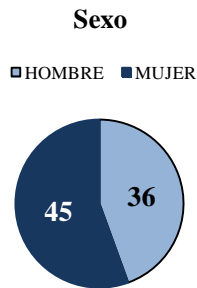


Figura 11. Distribución según sexo de la muestra incluida en nuestro estudio.

Por lo que respecta al tiempo de evolución de hipoacusia que presentaban, la media fue de $17,84 \pm 8.10$ años. Del total de la muestra, 51 presentaban hipoacusia bilateral, 20 el oído afecto fue el derecho y en 10, la hipoacusia fue izquierda.

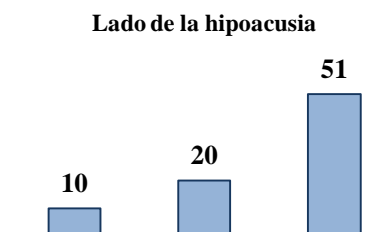


Figura 12. Distribución del lado de hipoacusia que padecían los usuarios del DAO en la muestra incluida en nuestro estudio.

Atendiendo al tipo de hipoacusia que se incluyeron en el estudio, la mixta fue la mayoritaria existiendo 62 participantes (76,5 %), mientras que los 19 casos restantes presentaron hipoacusia de transmisión (23,5 %).

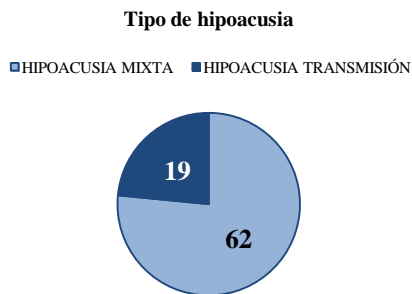


Figura 13. Distribución según el tipo de hipoacusia en la muestra incluida en nuestro estudio. Hipoacusia mixta (HM) e hipoacusia de transmisión (HT).

Los diagnósticos clínicos que padecían los participantes fueron la otitis media crónica simple como el más frecuente con 50 sujetos y le siguió la otitis media crónica colesteatomatosa con 22 casos. También hubo 7 casos de otosclerosis y 2 usuarios con malformación de oído externo y/o medio.

	Frecuencia	Porcentaje
MALFORMACIÓN	2	2,5
OMC COLESTEATOMATOSA	22	27,2
OMC SIMPLE	50	61,7
OTOSCLEROSIS	7	8,6
Total	81	100,0

Tabla 8. Diagnóstico clínico de los participantes del estudio.

De los 81 DAO, 45 se implantaron en el lado derecho y 36 en el lado izquierdo, la elección del lado a implantar dependió de las pruebas

realizadas para verificar su indicación, ya descritas con anterioridad en el apartado correspondiente. Del total de participantes en el estudio, 34 (42 %) usaba ayuda auditiva previamente a la indicación de estos DAO.

Los dispositivos que se utilizaron en este estudio fueron los propios de cada usuario, siendo por orden de frecuencia: 24 casos de Baha® Divino, 23 casos de Baha® BP-100, 19 casos de Baha® Intenso y 15 casos de Baha® BP-110 o Power.

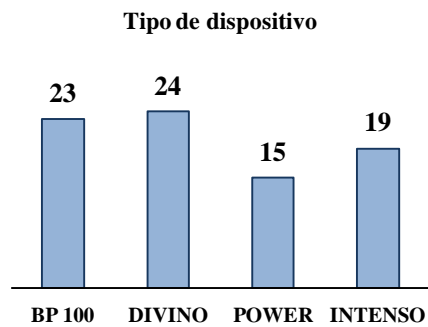


Figura 14. DAO utilizados por los diferentes participantes del estudio: BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®.

A continuación detallamos, siguiendo el mismo esquema, los resultados referentes a toda la batería de pruebas y cuestionarios que hemos descrito en los apartados de materiales y método.

3.2 PRUEBAS AUDIOLÓGICAS AUDIOMÉTRICAS.

3.2.1 Audiometrías tonales.

Se realizó una ATL sin ningún tipo de ayuda auditiva para determinar los umbrales tonales, tanto por vía aérea como por vía ósea, con el fin de valorar el tipo de hipoacusia y el grado de ésta. De tal forma que obtuvimos los siguientes datos:

		500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	UFC
VA	Media	68.29	69.24	68.35	71.65	71.33	69.59
	DE	± 14.89	± 13.45	± 18.02	± 16.88	± 17.77	± 14.22
	(Mín-Máx)	(35-80)	(40-80)	(30-90)	(40-90)	(45-100)	(40-90)
VO	Media	29.69	30.19	39.51	38.83	41.36	35.91
	DE	± 10.82	± 9.86	± 15.01	± 12.15	± 11.91	± 10.16
	(Mín-Máx)	(10-50)	(10-45)	(5-70)	(20-65)	(20-65)	(15-55)

Tabla 9. Umbrales audiométricos sin ayuda auditiva de los diferentes participantes. Tanto para VA (vía aérea) como para VO (vía ósea): Media, desviación estándar, máximo y mínimo.

En la tabla observamos los promedios que se obtuvieron para las diferentes frecuencias testadas (500; 1000; 2000; 3000 y 4000 Hz). Con estimulación por vía aérea, los umbrales medios alcanzados fueron de 68.29 dB; 69.24 dB; 68.35 dB; 71.65 dB y 71.33 dB, respectivamente. Con un umbral promedio para las frecuencias conversacionales (UFC) de 69.59 ± 14.22 dB. Por lo que respecta a los resultados cuando la estimulación fue por vía ósea, los umbrales medios alcanzados fueron de 29.69 dB, 30.19 dB, 39.51 dB, 38.83 dB y 41.36 dB, respectivamente. Con un UFC de 35.91 ± 10.16 dB.

Los valores promedios son representados a continuación a modo de gráfico audiométrico en el que de forma visual se puede apreciar, unidos por líneas, los datos correspondientes para vía ósea (VO) y vía aérea (VA) en audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda auditiva.

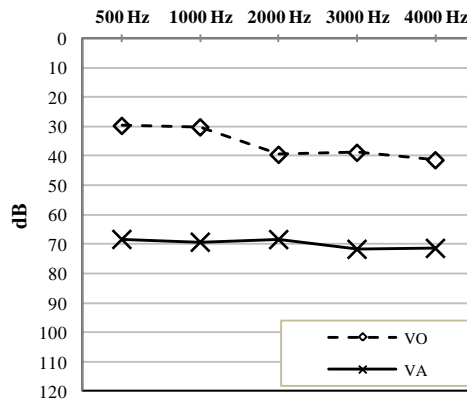


Figura 15. Umbrales tonales promedio para vía ósea (VO) y vía aérea (VA) en audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda auditiva.

A continuación, en la siguiente tabla y gráfico, plasmamos los anteriores datos divididos por tipo de hipoacusia (HT e HM), para cada una de las frecuencias y reflejando los valores del UFC:

			500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	UFC
HT	VA	Media	55	59.47	49.47	52.89	58.16	52.52
		DE	± 12.02	± 9.41	± 9.56	± 8.87	± 11.57	± 9.18
		Mín-Máx	(35-70)	(50-100)	(35-60)	(40-65)	(45-75)	(40-65)
	VO	Media	17.89	17.89	18.68	22.37	27.89	20.26
		DE	± 6.93	± 4.51	± 6.42	± 2.56	± 6.94	± 3.11
		Mín-Máx	(10-30)	(10-25)	(5-25)	(20-25)	(20-40)	(15-25)
HM	VA	Media	72.5	72.33	74.33	77.58	75.5	74.81
		DE	± 13.2	± 13.1	± 15.82	± 14.28	± 17.41	± 11.04
		Mín-Máx	(40-80)	(45-80)	(45-90)	(50-90)	(45-100)	(50-90)
	VO	Media	33.31	33.95	45.89	43.87	45.48	40.24
		DE	± 9.1	± 7.74	± 10.34	± 9.03	± 9.91	± 6.1
		Mín-Máx	(15-50)	(20-45)	(30-70)	(30-65)	(25-65)	(10-55)

Tabla 10. Umbrales audiométricos por tipo de hipoacusia (hipoacusia de transmisión -HT- e hipoacusia mixta -HM-) sin ayuda auditiva. Tanto para VA como para VO: Media, desviación estándar, máximo y mínimo.

Hipoacusia de transmisión e hipoacusia mixta.

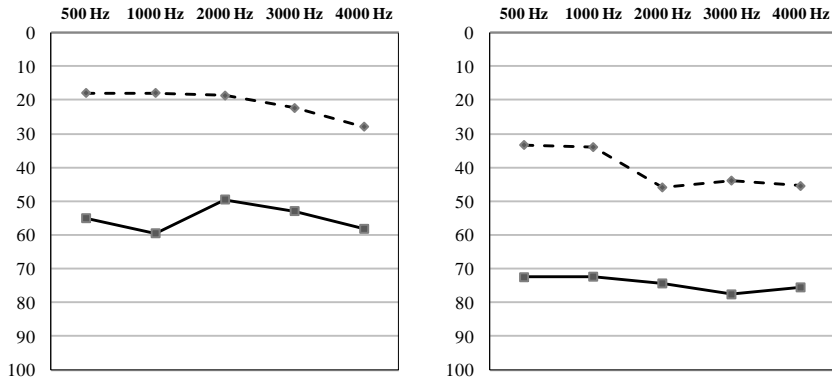


Figura 16. Umbrales tonales promedios para vía ósea (VO) y vía aérea (VA) en audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda auditiva, según tipo de hipoacusia (HT e HM).

El UFC, como hemos señalado anteriormente, es un umbral promedio de las frecuencias testadas. A partir de este UFC, individual para cada participante, realizaríamos más adelante una serie de audiometrías verbales para valorar la inteligibilidad. Por ello, dada su importancia, en la siguiente tabla detallamos aspectos descriptivos de este umbral.

	Mínimo	1º Cuartil	Mediana	Media	3º Cuartil	Máximo
UFC aérea	40	62.5	70	69.59	82.5	90
UFC ósea	15	30	40	35.91	45	55

Tabla 11. UFC aérea y ósea: análisis descriptivo.

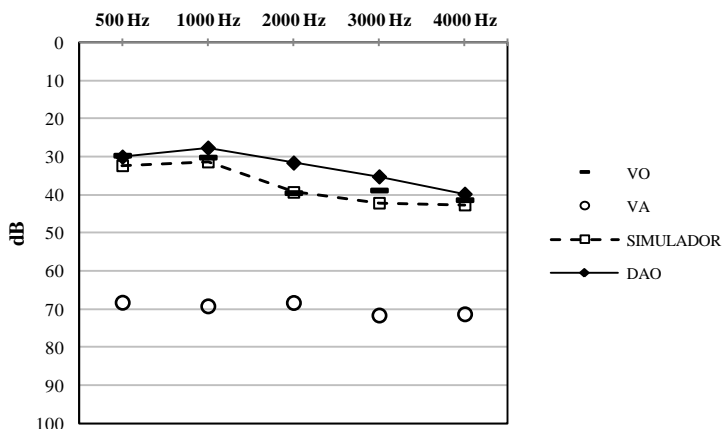


Figura 17. Umbrales tonales promedios para vía ósea (VO) y vía aérea (VA) en audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda; umbrales con el simulador y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).

Si detallamos estos resultados representados en el gráfico anterior y nos centramos en la estimulación por vía ósea, observamos en la siguiente tabla los umbrales promedios hallados para las frecuencias testadas.

		500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz	UFC
Vía Ósea	Media	29.69	30.19	39.51	38.83	41.36	35.91
	± DE	± 10.82	± 9.86	± 15.01	± 12.15	± 11.91	± 10.16
	(Mín-Máx)	(10-50)	(10-45)	(5-70)	(20-65)	(20-65)	(15-55)
Simulador	Media	32.35	31.36	39.32	42.16	42.65	37.56
	± DE	± 10.92	± 8.10	± 11.90	± 10.84	± 10.73	± 9.91
	(Mín-Máx)	(15-55)	(20-50)	(15-65)	(25-55)	(20-65)	(15-55)
DAO	Media	30.06	27.69	31.62	35.25	39.81	32.77
	± DE	± 10.60	± 9.90	± 14.43	± 12.30	± 10.95	± 10.35
	(Mín-Máx)	(10-55)	(10-50)	(5-55)	(15-60)	(20-65)	(10-55)

Tabla 12. Media, mínimo y máximo de los umbrales para las frecuencias (500, 1000, 2000, 3000 y 4000 Hz) hallados tras realizar la ATL en 3 situaciones diferentes: vía ósea, simulador y DAO. Y el UFC (umbral de frecuencias conversacionales) para cada situación.

Si nos fijamos en el valor de los umbrales por frecuencia testada, excepto en 500 Hz, en todos los casos la forma de estimulación en la que se obtuvo un menor umbral fue con la prótesis auditiva osteointegrada. De

tal forma que se obtuvo 30.06 dB para 500 Hz; 27.69 dB para 1000 Hz; 31.62 dB para 2000 Hz; 35.25 dB para 3000 Hz y 39.25 dB para 4000 Hz. Con un umbral promedio para las frecuencias conversacionales de 32.77 ± 10.35 dB. Analizando los datos de los umbrales para el mismo dispositivo pero con estimulación transcutánea (simulador), vimos que estos aumentaban el umbral en todas las frecuencias, sobre todo en 1000, 2000 y 3000 Hz, correspondientes a frecuencias medias y agudas. Los valores que se hallaron para 500, 1000, 2000, 3000 y 4000 Hz fueron 32.35dB, 31.36 dB, 39.32 dB, 42.16 dB y 42,65 dB, respectivamente. Con un umbral promedio para las frecuencias conversacionales de 37.56 ± 9.91 dB. Finalmente, recordamos los umbrales promedio alcanzado mediante el vibrador óseo B-71, señalados anteriormente, que fueron de 29.69 dB, 30.19 dB, 39.51 dB, 38.83 dB y 41.36 dB, respectivamente. Con un umbral promedio para las frecuencias conversacionales de 35.91 ± 10.16 dB.

3.2.2 Percepción verbal

A. Percepción verbal en silencio

Para valorar la inteligibilidad realizamos AV en situaciones diferentes para cada participante con el fin determinar el umbral de recepción verbal (URV) y el porcentaje de discriminación máximo alcanzado para cada una de éstas. Siguiendo el procedimiento detallado con anterioridad en el apartado correspondiente.

En la siguiente tabla resumimos los valores promedio que se determinaron para el URV, para %D a 65dB y para %D_{max}. También añadimos los umbrales tonales promedios de la ATL sin ayuda auditiva con el fin de tener una referencia y poder valorar mejor los resultados.

	ATL sin ayuda		URV (dB)			%D a 65B dB		%D _{max}
	VA	VO	SIN	SIMUL	DAO	SIN	DAO	DAO
Media	69.59	35.91	80.31	48.46	44.94	17.41	62.59	92.59
DE	± 10.16	± 14.22	± 14.26	± 8.46	± 9.98	± 22.29	± 18.63	± 7.71
Mín-Máx	40-90	15-55	50-100	35-65	25-65	0-70	30-100	70-100

Tabla 13. Valores promedio totales: Audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda para vía aérea (VA) y vía ósea (VO); Media, mínimos y máximo para el umbral de recepción verbal (URV) sin ayuda auditiva, con simulador y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO); Porcentaje de discriminación a 65 dB (%D), sin ayuda auditiva y con el DAO; Porcentaje de discriminación máximo (%D_{max}) con DAO.

De igual forma, a continuación representamos las mismas variables por tipo de hipoacusia (HT e HM), con el fin de poder observar si existen diferencias entre ellas:

Hipoacusia de transmisión

	ATL sin ayuda		URV			%Da 65 dB		%D _{max}
	VA	VO	SIN	SIM	DAO	SIN	DAO	DAO
Media	52.52	20.26	63.42	37.63	32.63	45.78 %	80.52 %	97.36 %
DE	± 9.18	± 3.11	± 9.87	± 3.48	± 4.21	± 16.77	± 10.26	± 4.52
Mín-Máx	40-63.3	15-25	50-75	35-45	25-40	10-60	60-100	90-100

Tabla 14. Valores promedio hipoacusia de transmisión (HT): ATL sin ayuda para VA y VO; URV sin ayuda auditiva, con simulador (SIM) y con DAO; %D a 65 dB sin ayuda auditiva y con el DAO; %D_{max} con DAO.

Hipoacusia mixta

	ATL sin ayuda		URV			%Da 65 dB		%D _{max}
	VA	VO	SIN	SIM	DAO	SIN	DAO	DAO
Media	74.81	40.24	85.57	51.77	48.70	8.70 %	57.09 %	91.12 %
DE	± 11.04	± 6.1	± 10.96	± 6.53	± 7.99	± 15.52	± 17.12	± 7.91
Mín-Máx	50-90	30-55	60-100	40-65	35-65	0-70	30-100	70-100

Tabla 15. Valores promedio hipoacusia mixta (HM): ATL sin ayuda para VA y VO; URV sin ayuda auditiva, con simulador y con el DAO; %D d 65 dB, sin ayuda auditiva y con el DAO; %D_{max} con DAO.

En el gráfico siguiente observamos el URV, intensidad a la cual el sujeto es capaz de comprender el 50% del mensaje correctamente, para cada una de las situaciones: vía aérea sin ayuda auditiva, vía ósea con prótesis auditiva mediante estímulo transcutáneo, vía ósea con prótesis auditiva mediante estímulo percutáneo.

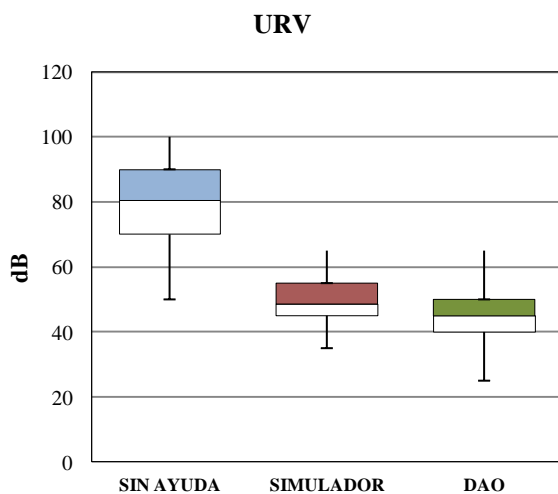


Figura 18. Umbral de recepción verbal en las diferentes modalidades testadas (Sin ayuda; Simulador y DAO).

Como podemos observar, el URV fue menor cuando la estimulación por vía ósea fue de forma percutánea con 44.94 dB, esto quiere decir que necesitaron menor intensidad para comprender correctamente el 50% del mensaje enviado. Tras éste le siguió la estimulación ósea transcutánea con 48,46 dB, una diferencia respecto a la anterior de 3.52 dB. Si atendemos a los resultados sin ningún tipo de ayuda auditiva y el mensaje vía aérea, se obtuvo un URV de 80.9 dB.

Para el análisis estadístico de las variables se utilizó un modelo ANOVA de medidas repetidas, por lo que se consideró un modelo lineal mixto en el que se controló la variabilidad intrasujeto como un efecto aleatorio, el efecto del factor principal “Sin ayuda”, “Simulador” y “DAO”, y en el

que se incluyeron también los factores tipo de hipoacusia (HM y HT) y tipo de dispositivo para controlar su efecto. Además, se utilizaron las técnicas de comparaciones múltiples para realizar las comparaciones de interés.

Tomando como referencia “Sin ayuda”, que es a priori el resultado “peor” audiológicamente hablando, presentan diferencias significativas respecto de ese grupo tanto Simulador como DAO (p-valores < 0.01). Además, también se obtienen diferencias significativas entre los grupos Simulador y DAO (p-valor < 0.01)

También se ha mostrado significativa la diferencia entre tipos de hipoacusia. Tomando como referencia HM, el grupo HT muestra diferencias significativas con este grupo (p-valor < 0.01)

Por último, en cuanto a los tipos de dispositivos, tomando como referencia el tipo BP-100[®] se ha obtenido que el tipo de dispositivo Divino[®] no presenta diferencias significativas con el primero (p-valor = 0.85), sin embargo, los tipos de dispositivo Intenso[®] y Power[®] sí presenta diferencias significativas respecto del BP-100[®] (p-valores < 0.01). Entre los grupos Intenso[®] y Power[®] también se obtienen diferencias significativas (p-valor < 0.01), obteniendo mejores resultados con el Power[®].

En %D a 65 dB, observamos que cuando no existió ayuda auditiva el promedio de aciertos fue de 17.41 ± 22.29 %. En cambio, a esta misma intensidad cuando los participantes utilizaron el DAO, el promedio aumentó a 62.59 ± 18.63 % (p -valor < 0.01). En el siguiente gráfico representamos los porcentajes de aciertos existentes entre ambos grupos de hipoacusia, hipoacusia de transmisión e hipoacusia mixta, para esta misma variable. Además podemos observar la ganancia que se obtuvo al realizar las AV con el uso de DAO.

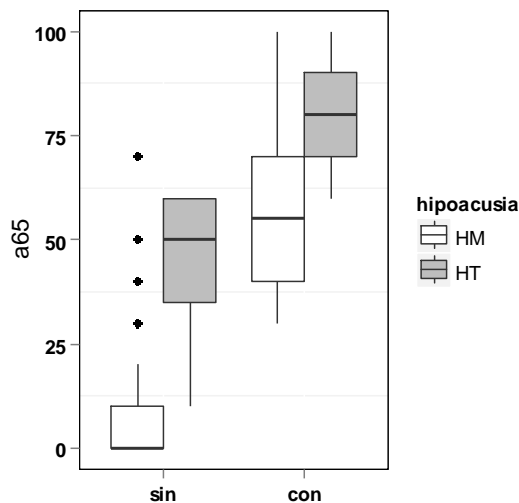


Tabla 19. Porcentajes de inteligibilidad a 65 dB según el tipo de hipoacusia (HT e HM), sin ayuda auditiva y con el DAO.

Sin ningún tipo de ayuda auditiva a 65 dB, los usuarios con hipoacusia de transmisión alcanzaron de media un porcentaje de aciertos de $45.78 \pm$

16.77 %. En el grupo de hipoacusia mixta el %D a 65 dB fue de 8.71 ± 15.52 % (p-valor < 0.01). Por otro lado, cuando estos mismos participantes usaron su DAO, el porcentaje de aciertos fue de 80.53 ± 10.26 % para HT, y de 57.09 ± 17.12 % para HM (p-valor < 0.01).

Si atendemos al tipo de DAO empleado, observamos que entre el BP-100[®] y el Divino[®] no existieron diferencias significativas (p-valor 0.779), en cambio sí existieron diferencias significativas entre el Power[®] y el Intenso[®] (p-valor =0.022), obteniendo mejores resultados con el Power[®].

En cuanto al %D_{máx} hubo una media de todos los participantes del 92.59 ± 7.71 %. Si lo dividimos por tipo de hipoacusia, se alcanzó un 97.37 ± 4.52 % para HT y un 91.13 ± 7.91 % para el grupo de HM, no siendo una diferencia significativamente estadística (p-valor = 0.09). En cuanto a los DAO empleados, observamos que ni entre el BP-100[®] y el Divino[®] (p-valor = 0.684), ni entre el Power[®] y el Intenso[®] (p-valor = 0.154), hubo diferencias significativas.

Sintetizando, hasta este punto obtuvimos mediante las diferentes ATL, los umbrales tonales sin ayuda auditiva, con ayuda auditiva mediante estímulo transcutáneo y con estímulo percutáneo. A esto le sumamos los URV para cada una de estas 3 situaciones, su %D a 65 dB sin ayuda y con el DAO, y %D_{máx} con el DAO. Partiendo de esta base y según lo

detallado en el apartado correspondiente a su procedimiento, quisimos centrarnos en valorar solamente la inteligibilidad de las prótesis auditivas percutáneas osteointegradas en situación de silencio.

Para ello realizamos 3 AV cada una de ellas con incrementos progresivos de intensidad. En la primera aumentamos 30 dB, en la segunda 40 dB y en la tercera 50 dB al UFC. En el siguiente gráfico reflejamos los porcentajes de acierto promedio para cada una de las intensidades testadas. Se observa como a medida que se incrementó la intensidad, el porcentaje de aciertos aumentó. Los porcentajes de aciertos fueron $63.70 \pm 13.36 \%$ para UFC + 30 dB, $85.19 \pm 11.27 \%$ para UFC + 40 dB y $91.85 \pm 10.78 \%$ para UFC + 50 dB. Con unas intensidades medias empleadas para cada AV de 65.91 dB; 75.91 dB y 85.91 dB, respectivamente, ya que la UFC ósea promedio era de 35.91 ± 14.22 dB.

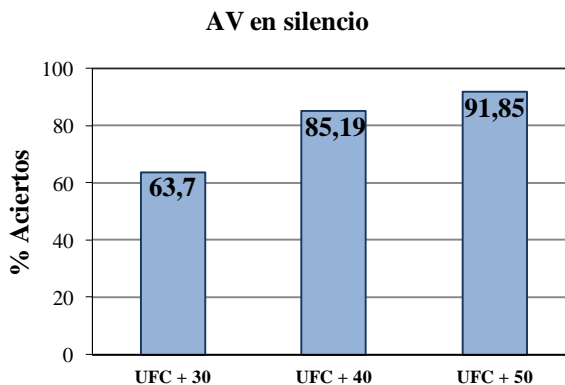


Figura 20. Porcentajes promedio de aciertos en las diferentes audiometrías verbales en silencio: UFC + 30 dB; UFC + 40 dB y UFC + 50 dB.

Si valoramos la inteligibilidad alcanzada en las AV para el grupo de HT e HM, observamos que los porcentajes de acierto fueron similares. En el siguiente gráfico podemos observar que las curvas prácticamente se superponen. En cambio, debemos tener en cuenta que las intensidades para cada tipo de hipoacusia difieren, ya que la intensidad media utilizada en el grupo de HT fue, teniendo en cuenta el UFC óseo de 20.26 ± 3.11 dB, de 50.26 dB para UFC + 30 dB, de 60.26 dB para UFC + 40dB y de 70.26 dB para UFC + 50 dB. En cambio, para el grupo de HM fue de 70.24 dB para UFC + 30 dB; 80.24 dB para UFC + 40 dB y 90.24 dB para UFC + 50 dB, ya que el UFC óseo para este tipo de hipoacusia fue de 40.24 ± 6.1 dB. Existiendo aproximadamente una diferencia de 20 dB entre los estímulos para ambos tipos de hipoacusia.

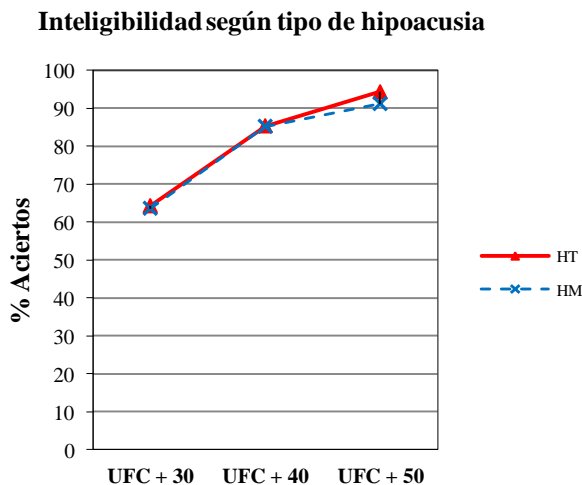


Figura 21. Porcentajes promedio de aciertos en las diferentes audiometrías verbales en silencio: UFC + 30 dB; UFC + 40 dB y UFC + 50 dB, según el tipo de hipoacusia (HT: hipoacusia de transmisión; HM: hipoacusia mixta).

Por lo que respecta al tipo de dispositivo utilizado para las AV en silencio, en la siguiente tabla detallamos los valores obtenidos:

		UFC + 30 dB	UFC + 40 dB	UFC + 50 dB
BP 100	Media ± DE (Mín-Máx)	73.33 ± 15.23 (50-100)	93.33 ± 7.02 (80-100)	94.58 ± 5.09 (90-100)
DIVINO		60 ± 10.87 (30-80)	85.21 ± 10.39 (60-100)	94.78 ± 7.30 (90-100)
POWER		62 ± 9.41 (50-90)	82.67 ± 9.61 (60-100)	90 ± 8.45 (70-100)
INTENSO		57.36 ± 9.91 (40-80)	76.82 ± 11.08 (60-90)	86.32 ± 5.97 (70-100)

Tabla 16. Porcentajes de acierto en las audiometrías verbales (AV) en silencio según el tipo de dispositivo empleado.

Si esta tabla la transformamos en un gráfico podemos observar de forma visual los diferentes promedios de aciertos para cada DAO utilizado en cada una de las AV realizadas:

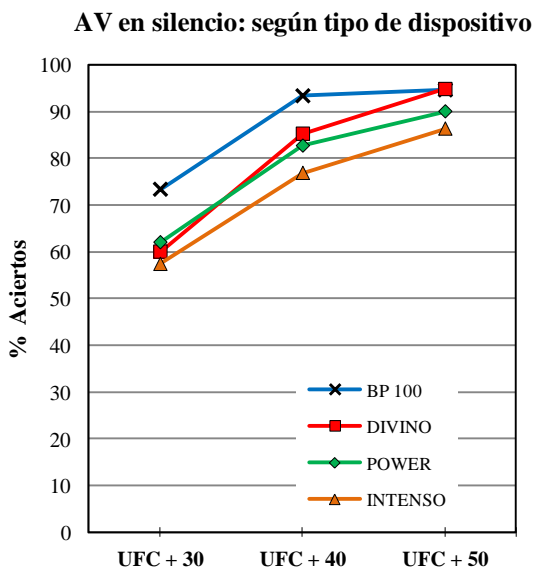


Figura 22. Porcentajes promedio de aciertos en las diferentes audiometrías verbales en silencio: UFC + 30 dB; UFC + 40 dB y UFC + 50 dB, según el tipo de dispositivo empleado (BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®).

Para UFC + 30 dB, los porcentajes fueron de 73.33 % con BP 100[®] y de 60 % con Divino[®], aumentado el porcentaje de aciertos prácticamente un 13 %. Cuando el DAO utilizado fue el Power[®] se alcanzó de media un 62 %, disminuyendo este porcentaje con el Intenso[®] al 57.36 %. Para UFC + 40 dB, los porcentajes fueron de 93.33 % con BP 100[®] y de 85.21 % con Divino[®], disminuyendo el porcentaje de aciertos prácticamente un 8.12 %. Cuando el DAO utilizado fue el Power[®] se alcanzó de media un 82.67 %, disminuyendo este porcentaje con el Intenso[®] a un 76.82 %. Para UFC + 50 dB, los porcentajes fueron muy similares, 94.78 % con BP 100[®] y de 94.58 % con Divino[®]. Cuando el DAO utilizado fue el Power[®] se alcanzó de media un 90 %, disminuyendo este porcentaje con Intenso[®] al 86.32 % (Tabla 16).

Para obtener la significación estadística, se utilizó un modelo ANOVA de medidas repetidas, por lo que se consideró un modelo lineal mixto en el que se controló la variabilidad intrasujeto como un efecto aleatorio, el efecto del factor principal UFC + 30, UFC + 40 y UFC + 50 dB, y en el que se incluyeron también los factores tipo de hipoacusia (HM y HT) y tipo de dispositivo para controlar su efecto. Además, se utilizaron las técnicas de comparaciones múltiples para realizar las comparaciones de interés.

Tomando como referencia UFC + 30, presentó diferencias significativas respecto de ese grupo tanto UFC + 40 como UFC + 50 (p-valores < 0.01). Además, entre estos dos grupos también se obtuvieron diferencias significativas (p-valores < 0.01)

Sí se ha mostrado significativa la diferencia entre tipos de hipoacusia. Tomando como referencia HM, el grupo HT mostró diferencias significativas con este grupo (p-valor = 0.047), obteniendo mejores resultados de inteligibilidad.

Por último, en cuanto a los tipos de dispositivos, tomando como referencia el tipo BP-100[®] se obtuvo que tanto el dispositivo Divino[®] como el Intenso[®] presentaron diferencias significativas o “casi” con el primero (p-valores 0.0532 y 0.0004), sin embargo, el tipo de dispositivo Power[®] no presentó diferencias significativas respecto del BP-100 (p-valor = 0.315). Entre los grupos Intenso[®] y Power[®] también se obtuvieron diferencias significativas (p-valor = 0.045), obteniendo mejores resultados con el Power[®].

Una vez realizados las AV con los incrementos de intensidad arriba citados, se eligió una de las 3 intensidades que el participante consideró basándose en aspectos referentes al confort auditivo como hemos explicado en el apartado de procedimiento. A los sujetos que dudaron en la elección de la intensidad cómoda, se les asignó por consenso la

intensidad UFC + 40 dB. A la intensidad elegida para las posteriores pruebas se la denominó U_{com} , y, de entre todos los participantes, el promedio de esta intensidad fue de 79.2 ± 7.15 dB.

Si detallamos la intensidad U_{com} por tipo de hipoacusia y por tipo de dispositivos, observamos que los valores fueron distintos en cada una de las situaciones.

	Media	HT	HM	BP 100	DIVINO	POWER	INTENSO
U_{com}	79.2 ± 7.15	70.26 ± 7.72	81.94 ± 8.98	72.56 ± 6.25	74.56 ± 10.76	85.33 ± 5.81	88.15 ± 5.06

Tabla 17. Valores promedio de U_{com} : Media total; Hipoacusia de transmisión (HT); Hipoacusia mixta (HM); y para los diferentes dispositivos empleados; BP 100[®], Divino[®], Power[®] e Intenso[®].

La U_{com} correspondiente a HT fue de 70.26 ± 7.72 dB y la para el grupo de HM de 81.94 ± 8.98 dB, siendo esta diferencia estadísticamente significativa (p-valor < 0.01).

Con BP-100[®] el U_{com} medio correspondió a 72.56 dB y con Divino[®] de 74.56 dB, no existiendo diferencia estadísticamente significativa (p-valor = 0.273). Cuando el DAO utilizado fue el Power[®] se alcanzó de media un U_{com} de 85.33 dB, aumentado la intensidad hasta 88.15 dB cuando el DAO utilizado fue el Intenso[®] (p-valor = 0.443).

B. Percepción verbal con ruido de enmascaramiento.

Cada U_{com} fue la intensidad elegida para valorar el comportamiento de estas prótesis auditivas osteointegradas ante condiciones de ruido, siguiendo el procedimiento *Signal to Noise Ratio* (SNR) anteriormente descrito.

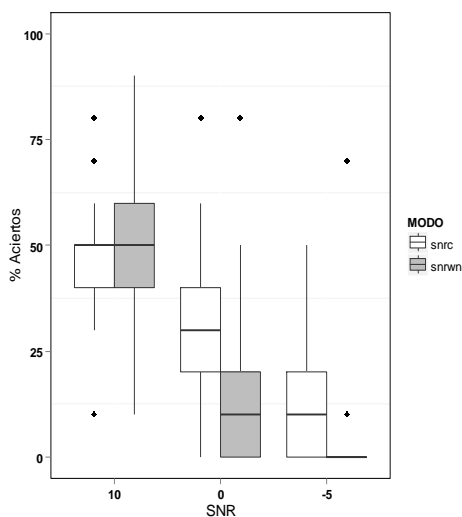


Figura 23. Porcentajes de aciertos en las diferentes audiometrías verbales con ruido de enmascaramiento, siguiendo el procedimiento *Signal to Noise Ratio* (SNR): SNR + 10 dB; SNR + 0 dB y SNR - 5 dB. Utilizando dos tipos de ruido de enmascaramiento: ruido blanco (snrwn) y ruido cotidiano (snrc).

En el gráfico de arriba (Figura 22) podemos observar los porcentajes de acierto que se obtuvieron en las AV a diferente relación entre la intensidad de señal, que siempre fue constante a U_{com} , y la intensidad del ruido de enmascaramiento que varió respecto al ruido. También, reflejamos dos tipos de cajas que corresponden a los dos tipos de ruidos

de enmascaramiento que se utilizaron, ruido blanco y otro ruido al que denominamos cotidiano. Como podemos ver, se evidenció que cuando la señal fue más intensa que el ruido (SNR + 10 dB), existió mejor inteligibilidad y, por tanto, mayor porcentaje de aciertos. De igual forma, cuando el ruido aumentaba e igualaba en intensidad a la señal (SNR + 0 dB), el nivel de inteligibilidad disminuyó descendiendo el porcentaje de aciertos, acentuándose todavía más esta mala inteligibilidad cuando la señal fue menos intensa que el ruido de enmascaramiento (SNR – 5dB).

En la tabla 18, reflejamos los porcentajes de aciertos del gráfico de arriba (Figura 22) que, como hemos visto, a medida que se incrementó la intensidad del ruido de enmascaramiento respecto a la señal, la inteligibilidad empeoró y su porcentaje de aciertos fue menor. Se distribuye en 3 filas, que corresponden las diferentes AV que se realizaron (SNR + 10 dB; SNR + 0 dB y SNR - 5 dB), y dos columnas que corresponden a los dos tipos de ruido de enmascaramiento utilizado (ruido blanco y ruido cotidiano).

		RUIDO BLANCO	RUIDO COTIDIANO
SNR + 10 dB	Media ± DE (Mín-Máx)	50 ± 20.56 (10-90)	47.28 ± 15.60 (10-80)
SNR + 0 dB		13.33 ± 11.62 (0-80)	29.63 ± 13.62 (0-80)
SNR - 5 dB		1.35 ± 26.97 (0-40)	11.11 ± 11.18 (0-50)

Tabla 18. Medias, mínimos y máximos de los porcentaje de aciertos en las audiometrías verbales siguiendo el procedimiento SNR (+ 10; + 0; y – 5 dB) para los dos tipos de ruido de enmascaramiento (blanco y cotidiano).

Cuando la señal fue 10 dB mayor que el ruido de enmascaramiento (SNR + 10 dB), tanto para el ruido blanco como para el ruido cotidiano, el porcentaje de aciertos fue similar 50 % con el ruido blanco y 47.28 % con el ruido cotidiano. Cuando se aumentó el ruido respecto a la señal, SNR + 0 dB y SNR - 5 dB, con ambos ruidos de enmascaramiento descendió el porcentaje de aciertos pero de forma diferente. Si observamos cuando utilizamos ruido cotidiano, se alcanzó de promedio un 29.63 % de aciertos en la AV a SNR + 0 dB y un 11.11 % de aciertos cuando la AV fue a SNR - 5 dB. En cambio, cuando el ruido fue blanco el porcentaje de aciertos fue menor tanto a SNR + 0 dB que se alcanzó un 13.33 % de promedio, como a SNR - 5 dB que el porcentaje fue de 1.35 %. A continuación representamos, con una serie de tablas y figuras, los datos obtenidos tanto por tipo de hipoacusia como por tipo de DAO empleado:

RUIDO	TIPO HIPOACUSIA		SNR + 10	SNR + 0	SNR - 5
BLANCO	HT	Media ± DE (Mín-Máx)	56.31 ± 10.12 (40-70)	10 ± 8.16 (0-20)	1.45 ± 9.03 (0-70)
	HM		48.06 ± 15.87 (10-90)	14.35 ± 15.64 (0-80)	1.05 ± 3.15 (0-10)
COTIDIANO	HT	Media ± DE (Mín-Máx)	51.05 ± 9.37 (40-70)	33.68 ± 6.84 (20-40)	10.53 ± 10.79 (0-30)
	HM		46.12 ± 14.18 (10-80)	28.39 ± 15.49 (0-80)	11.29 ± 11.37 (0-50)

Tabla 19. Media y desviación estándar de los porcentajes de aciertos en las audiometrías verbales (AV) siguiendo el procedimiento SNR para ambos tipos de ruido de enmascaramiento (blanco y cotidiano), dependiendo del tipo de hipoacusia: hipoacusia de transmisión (HT) e hipoacusia mixta (HM).

A continuación representamos la inteligibilidad hallada para cada tipo de ruido de enmascaramiento con la diferente relación señal/ruido según el tipo de hipoacusia:

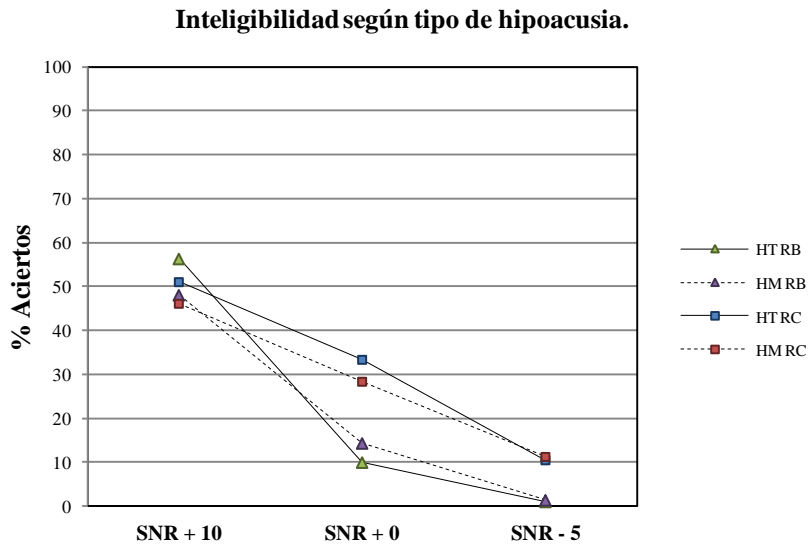


Figura 24. Porcentajes promedio de aciertos según el tipo de hipoacusia (HT e HM) en las diferentes audiometrías verbales con ruido de enmascaramiento, siguiendo el procedimiento *Signal to Noise Ratio* (SNR): SNR + 10 dB; SNR + 0 dB y SNR - 5 dB, utilizando ruido blanco (RB) y ruido cotidiano (RC) de enmascaramiento.

A continuación representamos la inteligibilidad hallada para cada tipo de ruido de enmascaramiento con la diferente relación señal/ruido según el tipo de DAO:

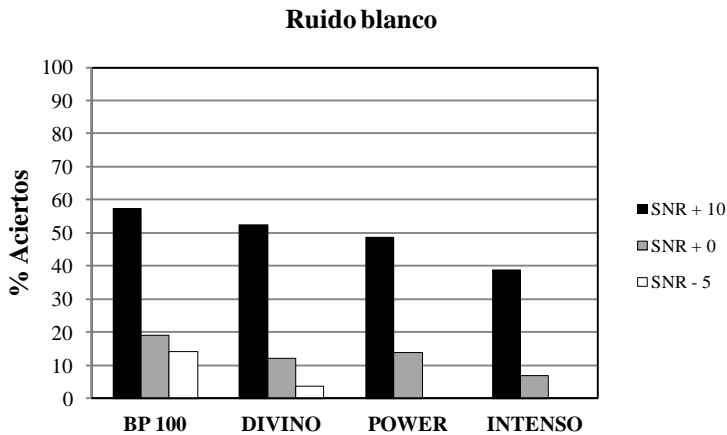


Figura 25. Porcentajes promedio de aciertos según el tipo de dispositivo (BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®) en las diferentes audiometrías verbales con ruido de enmascaramiento, siguiendo el procedimiento *Signal to Noise Ratio* (SNR): SNR + 10 dB; SNR + 0 dB y SNR - 5 dB, utilizando ruido blanco de enmascaramiento.

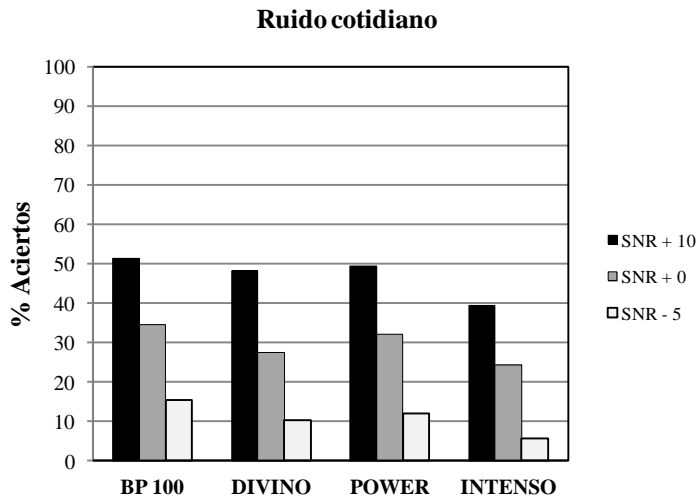


Figura 26. Porcentajes promedio de aciertos según el tipo de dispositivo (BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®) en las diferentes audiometrías verbales con ruido de enmascaramiento, siguiendo el procedimiento *Signal to Noise Ratio* (SNR): SNR + 10 dB; SNR + 0 dB y SNR - 5 dB, utilizando ruido “Cotidiano” de enmascaramiento.

RUIDO	DAO		SNR + 10	SNR + 0	SNR - 5
BLANCO	BP 100	Media ± DE (Mín-Máx)	57.39 ± 8.10 (40-70)	19.17 ± 17.42 (20-80)	2.91 ± 14.28 (0-70)
	DIVINO		52.5 ± 16.21 (10-90)	12.17 ± 12.78 (0-40)	1.73 ± 3.88 (0-10)
	POWER		48.66 ± 16.85 (30-80)	14 ± 15.94 (0-50)	0 0
	INTENSO		38.94 ± 12.86 (30-80)	6.84 ± 5.82 (0-20)	0 0
COTIDIANO	BP 100	Media ± DE (Mín-Máx)	51.25 ± 16.76 (10-80)	34.58 ± 19.78 (30-80)	15.41 ± 15.03 (0-50)
	DIVINO		48.26 ± 11.14 (30-70)	27.39 ± 10.54 (30-40)	10.43 ± 8.25 (0-20)
	POWER		49.33 ± 12.23 (30-70)	32 ± 10.82 (10-50)	12 ± 10.82 (0-30)
	INTENSO		39.47 ± 8.48 (30-70)	24.21 ± 9.02 (10-40)	5.78 ± 6.07 (0-20)

Tabla 20. Porcentajes de aciertos en las audiometrías verbales (AV) siguiendo el procedimiento SNR para ambos tipos de ruido de enmascaramiento (blanco y cotidiano), dependiendo del tipo de dispositivo empleado: BP 100[®], Divino[®], Power[®] e Intenso[®].

Tanto para el ruido de enmascaramiento blanco como para el cotidiano, se utilizó un modelo ANOVA de medidas repetidas, por lo que se consideró un modelo lineal mixto en el que se controlaron la variabilidad intrasujeto como un efecto aleatorio, el efecto del factor principal SNR + 10, SNR + 0 y SNR - 5, y en el que se incluyeron también los factores tipo de hipoacusia (HM y HT) y tipo de dispositivo para controlar su efecto. Además, se utilizaron las técnicas de comparaciones múltiples para realizar las comparaciones de interés.

En cuanto al ruido blanco, tomando como referencia SNR + 10, presentaron diferencias significativas respecto de ese grupo tanto SNR + 0 como SNR - 5 (p-valor < 0.01. No obstante, entre SNR + 0 y SNR - 5, no aparecen diferencias significativas (p-valor = 0.29).

No se mostró significativa la diferencia entre tipos de hipoacusia. Tomando como referencia HM, el grupo HT no muestra diferencias significativas con este grupo (p-valor = 0.773).

Por último, en cuanto a los tipos de dispositivos, tomando como referencia el tipo BP-100[®] se obtuvo que únicamente el tipo de dispositivo Intenso obtiene diferencias significativas con él (p-valor = 0.016). Sin embargo, los tipos Divino[®] y Power[®] no hubo diferencias significativas con el primero (p-valores = 0.288 y 0.343). Entre los grupos Intenso[®] y Power[®] tampoco se obtuvieron diferencias significativas (p-valor = 0.29).

Por lo que respecta a el ruido de enmascaramiento cotidiano, tomando como referencia SNR + 10, presentó diferencias significativas respecto de ese grupo tanto SNR + 0 como SNR - 5 (p-valores < 0.01). Además, entre estos dos grupos también se obtuvieron diferencias significativas (p-valor < 0.01)

No fue significativa la diferencia entre tipos de hipoacusia. Tomando como referencia HM, el grupo HT no mostró diferencias significativas con este grupo (p-valor = 0.482)

Por último, en cuanto a los tipos de dispositivos empleados, tomando como referencia el tipo BP-100[®] los dispositivos Divino[®] e Intenso[®] no obtuvieron diferencias significativas con él (p-valores = 0.277 y 0.408).

Sin embargo el dispositivo Power[®] si obtiene diferencias significativas con el primero (p-valor = 0.01). Entre los grupos Intenso[®] y Power[®] también se obtuvieron diferencias significativas (p-valor = 0.007), obteniéndose mejores resultados con Power[®].

Una vez realizadas las pruebas audiométricas tonales y de inteligibilidad, valoramos relacionar las variables estudiadas con el fin de observar si existían o no correlaciones entre ellas y qué fortaleza presentaban estas asociaciones, representado en un mapa de correlaciones.

En el siguiente gráfico se muestran las correlaciones lineales individuales de cada variable con el resto. Si observamos la primera fila o, lo que es lo mismo, la primera columna, donde se muestran las correlaciones de la variable independiente UFC ósea con el resto de variables dependientes. La mayor correlación se observa con URV con (0.84), por lo que a mayor UFC ósea mayor URV, ya que el índice de correlación es alto y positivo. A continuación, existe una relación inversa con inteligibilidad a 65 dB con DAO (-0.70), lo que se traduce en que a mayor UFC ósea menor % de inteligibilidad a 65 dB con el DAO. El gráfico muestra elipses más pronunciadas cuando las correlaciones son más fuertes (cercas a 1 o -1), en escalas de azul cuando es positiva y en escalas de rojos cuando es negativa.

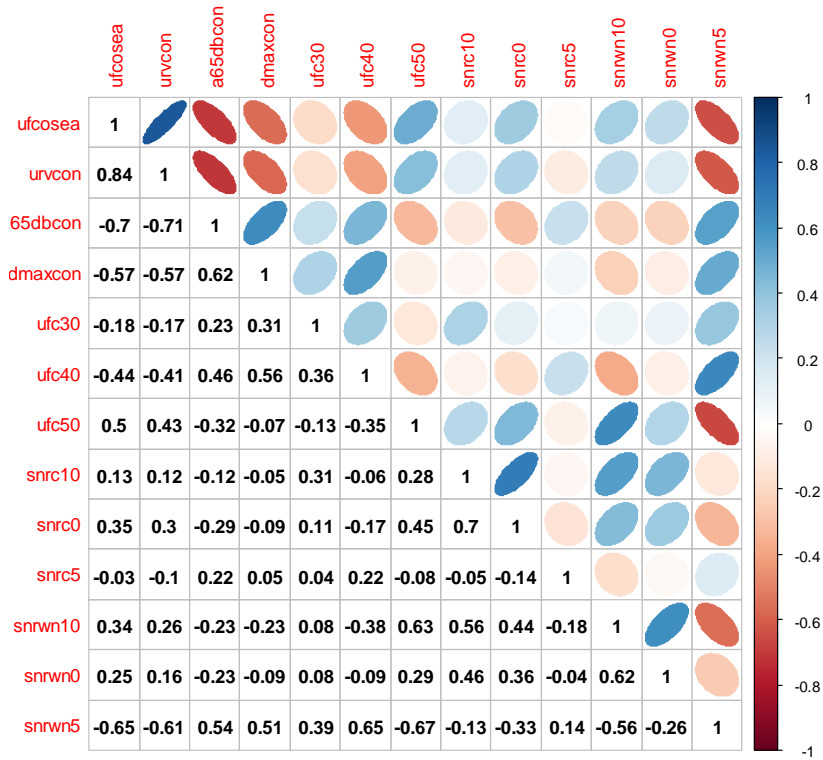


Figura 27. Mapa de correlaciones entre variables individuales. **UFCosea**: Umbral de frecuencias conversacionales vía ósea; **URVcon**: Umbral de recepción verbal con DAO; **65dbcon**: Inteligibilidad a 65 dB con DAO; **dmaxcon**: Porcentaje de discriminación máximo con DAO; **ufc30, ufc40, ufc50**: Inteligibilidad al sumar al umbral de frecuencias conversacionales 30, 40 y 50 dB; **snrc10, snrc0, snrc5**: Inteligibilidad alcanzada al realizar Signal to noise ratio a +10, 0 y -5 dB con ruido cotidiano; **snrwn10, snrwn0, snrwn5**: Inteligibilidad alcanzada al realizar Signal to noise ratio a +10, 0 y -5 dB con ruido blanco.

Teniendo en cuenta los datos obtenidos en el mapa anterior, elegimos tres variables que presentaron las correlaciones más fuertes: URV, % inteligibilidad a 65 dB y % Dmáx.

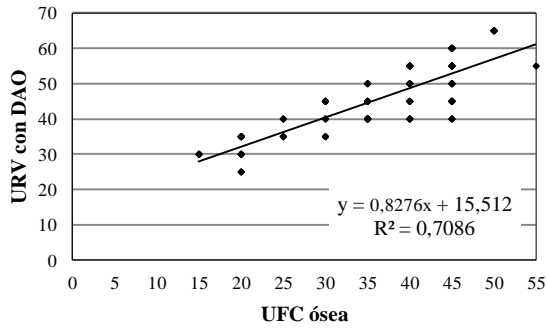
	Correlación	IC 95%	Coef. determinación	p-valor
URV	0.84	0.76 / 0.9	0.8562	< 0.05
% 65 dB	- 0.7	- 0.8 / - 0.57	- 0.75	< 0.05
% D_{máx}	- 0.57	- 0.7 / - 0.4	- 0.548	< 0.05

Tabla 21. Análisis univariante de cada variable explicativa (URV: umbral de recepción verbal; % 65 dB: porcentaje de inteligibilidad a 65 dB; % D_{máx}: porcentaje máximo de discriminación) respecto a UFC ósea, con el uso del DAO. (Correlación: Coeficiente de correlación lineal; IC 95%: Intervalo de confianza del 95 %; Coef. Lineal simple: coeficiente de un modelo lineal univariante)

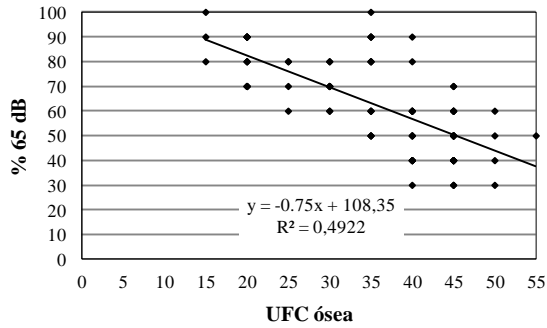
En la tabla, se muestra que el coeficiente de correlación entre UFC ósea y URV con DAO, que es positiva y fuerte (0.84). A continuación, el intervalo de confianza al 95%, que es significativo, pues el p-valor es menor que 0.05. El penúltimo dato mostrado muestra el coeficiente de un modelo lineal univariante que explica URV con DAO mediante simplemente la variable UFC ósea. El coeficiente es 0.8276, por lo que por cada aumento de esa magnitud de la UFC ósea, se espera un aumento medio de una unidad del URV.

Por lo que respecta a % 65 dB y % D_{máx}, los coeficientes de correlación lineal con UFC ósea fueron moderados y negativos -0.7 y -0.57 respectivamente, con un intervalo de confianza al 95%, que es significativo p-valor < 0.05. El coeficiente de un modelo lineal univariante negativo, indica que para llegar a aumentar cada unidad porcentual el % 65 dB y % D_{máx}, esperaríamos un descenso medio de la variable UFC ósea de las unidades que indicara el coeficiente (-0.75 y 0.5481 dB, respectivamente).

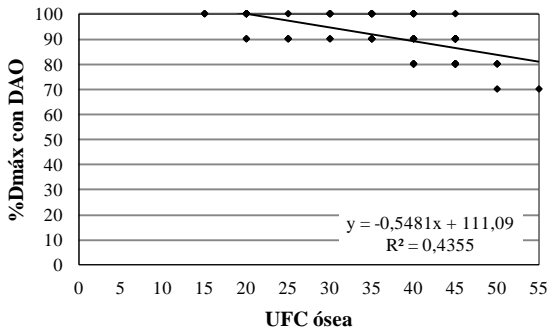
Correlación lineal entre UFC ósea y el URV con DAO.



Correlación lineal entre UFC ósea y el %65 dB con DAO



Correlación lineal entre UFC ósea y el %Dmáx con DAO



Figuras 28. Gráficos de dispersión con línea de tendencia lineal correlacionando UFC ósea con las variables URV, % 65 dB y %D_{máx}.

Hicimos un análisis multivariante obteniendo la combinación de variables explicativas que más se condicionaban con el UFC ósea y, por tanto, que mejor se podrían predecir a partir de la vía ósea. Puede ocurrir que alguna variable que en el univariante fuera significativa y que ahora no apareciera en este modelo. Las variables explicativas pueden estar, y de hecho lo estaban, correlacionadas entre sí, por este motivo si en el modelo entró una variable a explicar la variable explicativa no entrarían las que estuviesen muy correlacionadas con ella, pues no aportarían explicación diferente de la que ya ha aportado la variable que había entrado. A partir del UFC ósea, el modelo multivariante seleccionado tras probar diferentes combinaciones de variables usando diferentes métodos coincidió plenamente con las anteriormente descritas: URV, % inteligibilidad a 65 dB y % $D_{\text{máx}}$ (p-valor < 0.05).

A continuación en la tabla 22, predecimos los parámetros de inteligibilidad que se esperarían a partir de un umbral vía ósea determinado.

UFC ósea	URV (dB)	%D a 65dB	% $D_{\text{máx}}$
< 10	23,79	100	100
10-20	32.06	93.35	100
21-30	40.34	85.85	94.65
31-40	48.61	78.35	89.17
41-50	56.89	70.85	83.69
51-60	65.17	63.35	78.20

Tabla 22. Cálculo predictivo de las variables dependientes (URV, %D a 65 dB y % $D_{\text{máx}}$) a partir de la variable independiente UFC ósea.

Como es lógico, a medida que aumentamos el umbral tonal por vía ósea para el cálculo, los resultados de los parámetros de inteligibilidad van empeorando progresivamente. Siguiendo los criterios audiológicos del fabricante para la indicación de estos tipos de dispositivos, observamos los valores predictivos para los intervalos de umbrales tonales.

Otro factor a considerar fue si en los pacientes que conseguían el cierre del *gap* aéreo-óseo (GAO), obtenían resultados audiológicos verbales diferentes a los que no obtuvieron un cierre. El cierre del GAO se midió al realizar las ATL con DAO, si los umbrales obtenidos tras esta igualaban o superaban a los hallados previamente en la ATL sin ayuda por vía ósea, se catalogaban como que cerraban el GAO. En cambio, todos aquellos que no llegaron a igualar los umbrales VO previos, se catalogaron como que no cerraron el GAO. Para cuantificar el GAO, se halló la diferencia entre la UFC aérea y la UFC ósea para cada participante. Para valorar si hubo cambios en la inteligibilidad, nos centramos exclusivamente en las variables obtenidas en las logodimetrias en situación de silencio para ambos grupos: los que sí cerraron el *gap* y los que no; de tal forma que pudimos comparar los resultados entre ellos.

	Cierre del <i>gap</i>		p-valor
	NO	SI	
UFC ÓSEA	34.56 ± 10.16	35.95 ± 9.93	< 0.01
UFC AÉREA	68.36 ± 15.37	70.07 ± 13.85	< 0.01
GAO	33.45 ± 6.41	34.20 ± 9.01	< 0.05
URV SIN	80.43 ± 16.98	80.26 ± 13.18	< 0.05
URV DAO	47.39 ± 12.51	43.97 ± 8.72	< 0.01
% D a 65 dB SIN	19.5 ± 24.21	16.55 ± 21.65	< 0.05
% D a 65 dB DAO	60.87 ± 19.98	63.28 ± 18.2	< 0.01
% Dmáx DAO	90 ± 9.04	93.62 ± 6.93	< 0.01
% UFC + 30 dB	62.17 ± 12.04	64.31 ± 13.91	< 0.01
% UFC + 40 dB	78.69 ± 11.79	87.76 ± 9.92	< 0.01
% UFC + 50 dB	89.57 ± 8.78	92.76 ± 6.7	< 0.01
Ucom	81.30 ± 10.24	78.36 ± 9.84	< 0.05

Tabla 23. Análisis descriptivo de las diferentes variables respecto al cierre, o no, de *gap* (valores en dB).

En la tabla de arriba (Tabla 22), se puede observar en la primera columna las variables descritas; en las dos columnas centrales se observan las medias \pm DE para cada uno de los grupos, “Cierre del *gap*” y “No cierre del *gap*”. Finalmente, la última columna representa la significación estadística. Podemos observar, en términos generales, que pese a partir de una situación audiológica similar entre ambos grupos (UFC ósea, UFC aérea, GAO), los índices de inteligibilidad fueron mejores en el grupo que sí consiguió un cierre tonal del *gap* aéreo-óseo.

3.3 ESTIMULACIÓN TRANSCUTÁNEA vs PERCUTÁNEA.

3.3.1 Percepción tonal

En la gráfica 29 se representan los valores obtenidos en la ATL con las diferentes formas de estimulación VO (B-71), Simulador y DAO:

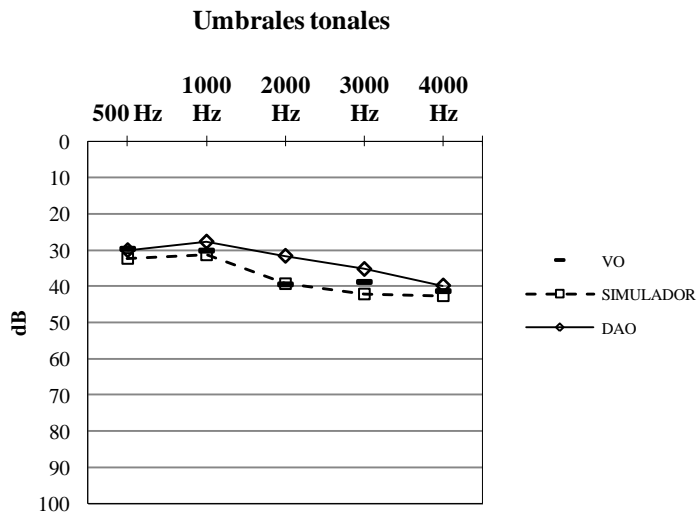


Figura 29. Umbrales tonales promedios para vía ósea (VO) en audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda; umbrales con el simulador y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).

Analizando frecuencia por frecuencia, y tomando como referencia VO (B-71 -sin ayuda-), presentan diferencias significativas respecto de ese grupo tanto Simulador como DAO, con p-valores < 0.05 para todas las frecuencias testadas (500, 1000, 2000, 3000 y 4000 Hz). De igual modo, existen diferencias estadísticamente significativas (p-valor < 0.05) entre la estimulación transcutánea y la percutánea para las frecuencias 1000, 2000 y 3000 Hz. Sin embargo, entre estos dos grupos no se obtienen

diferencias significativas para la frecuencia 500 Hz (p -valor = 0.3399) y tampoco para la frecuencia 4000 Hz, (p -valor = 0.0703), aunque se encuentran al borde de la significación.

En el gráfico 30 y tabla 23 reflejamos los dos tipos de estimulación por vía ósea con ayuda auditiva estudiados, transcutánea y percutánea. Lo que hicimos fue comparar los umbrales obtenidos para cada una de las frecuencias con su homólogo obtenido mediante la ATL con el vibrador B71. De tal forma que la diferencia entre los umbrales la reflejamos a continuación.

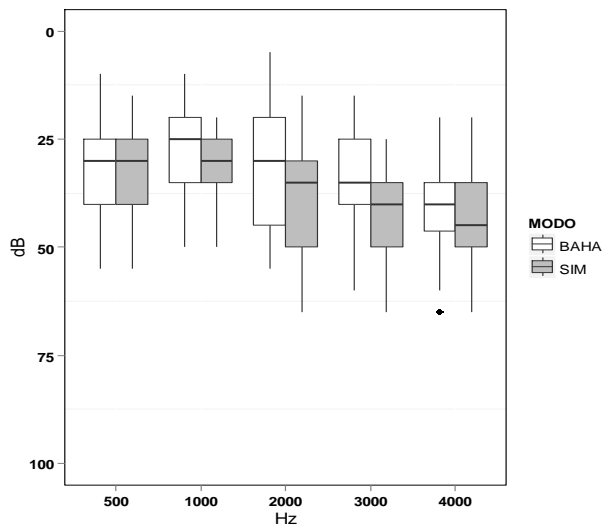


Figura 30. Umbrales tonales en audiometría tonal liminar (ATL) con el simulador (SIM) y con el DAO (BAHA).

	500 Hz	1000 Hz	2000Hz	3000 Hz	4000 Hz
Simulador	-2.66	-1.17	0.19	-3.33	-0.29
DAO	-0.37	2.5	7.89	3.58	1.55

Tabla 24. Diferencias en los umbrales (en dB) respecto a la vía ósea de la ATL sin ayuda auditiva. Simulador: (VO – Simulador); DAO: (VO – DAO).

Entendiendo como una diferencia negativa (-n) cuando el umbral fue mayor (peor) que su referencia (VO con vibrador B-71), y viceversa, una diferencia positiva fue cuando el umbral obtenido fue menor (mejor) que la referencia.

Como se puede observar existió un menor umbral en todas las frecuencias valoradas cuando realizamos una ATL con una estimulación ósea percutánea y osteointegrada, excepto en la frecuencia 500 Hz. Si lo detallamos por frecuencias, observamos que existió una diferencia en los umbrales que fue desde los -0.37 dB hasta los 7.89 dB, dependiendo de la frecuencia. Se evidenció a 500 Hz un empeoramiento del umbral de 0.37 dB; a 1000 Hz el umbral disminuyó 2.5 dB; a 2000 Hz fue la mayor mejoría con 7.89 dB de diferencia; a 3000 Hz se obtuvo un umbral de 3.58 dB menor que por vía ósea convencional y, finalmente, a 4000 Hz hubo una diferencia de 1,55 dB.

Con el mismo dispositivo pero cuando la estimulación vía ósea fue transcutánea, se objetivó de forma generalizada un empeoramiento en los umbrales en las frecuencias 500, 1000, 3000 y 4000 Hz, con una

diferencia de 2.66, 1.17, 3.33 y 0.29 dB, respectivamente. En cambio, mejoró levemente el umbral correspondiente a la frecuencia 2000 Hz, con una disminución promedio de 0,19 dB.

Si valoramos los diferentes umbrales tonales que existieron entre la estimulación transcutánea (simulador) y la estimulación percutánea (DAO), observamos que en todas las frecuencias testadas el umbral fue menor cuando la estimulación se produjo de esta última forma. En la tabla siguiente, plasmamos la diferencia entre las medias de los umbrales para las frecuencias testadas con las dos formas de estimulación.

	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz
Simulador - DAO	2.29	3.67	7.7	6.88	1.84

Tabla 25. Diferencias entre los umbrales (Simulador – DAO) en dB.

Observamos que, tras comparar las medias obtenidas en los umbrales para cada una de las frecuencias con el estímulo transcutáneo con sus homónimos para el estímulo percutáneo, fueron estos últimos los que presentaron mejores valores. De tal modo que hubo unas diferencias desde 1.84 a 7.7 dB, siendo estadísticamente significativo para las frecuencias 1000, 2000 y 3000 Hz (p-valor < 0.05). Si lo detallamos por frecuencias, hubo 2.29 dB para 500 Hz; 3.67 dB para 1000 Hz; 7.7 dB para 2000 Hz; 6.88 dB para 3000 Hz; y 1.84 dB para 4000 Hz.

			500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	3000 Hz	4000 Hz
HT	VO	Media ± DE (Mín-Máx)	17.89 ± 6.94 (10-30)	17.89 ± 4.51 (5-25)	18.68 ± 6.42 (5-25)	22.36 ± 2.56 (20-25)	27.89 ± 6.93 (5-40)
	Simulador		25.52 ± 8.14 (35-70)	26.05 ± 4.88 (50-75)	25 ± 5 (35-60)	30 ± 2.88 (40-65)	30 ± 6.24 (45-75)
	DAO		21.31 ± 7.79 (10-35)	17.10 ± 5.85 (10-25)	14.47 ± 5.75 (10-20)	20.78 ± 4.49 (15-35)	26.84 ± 4.78 (20-35)
HM	VO	Media ± DE (Mín-Máx)	33.30 ± 9.09 (15-50)	33.95 ± 7.74 (10-45)	45.88 ± 10.34 (30-70)	43.87 ± 9.03 (30-65)	45.48 ± 9.91 (25-65)
	Simulador		34.43 ± 10.87 (40-100)	32.98 ± 8.22 (45-90)	43.70 ± 9.75 (45-100)	45.88 ± 9.56 (40-65)	46.53 ± 8.62 (45-90)
	DAO		32.78 ± 9.9 (15-55)	30.98 ± 8.5 (15-50)	36.97 ± 11.91 (20-55)	39.75 ± 10.30 (25-60)	43.85 ± 9.01 (25-65)

Tabla 26. Media, desviación estándar, mínimo y máximos de los umbrales para VO (vía ósea); Simulador y DAO. Según tipo de hipoacusia: HT (Hipoacusia de transmisión); HM (Hipoacusia mixta). Valores en dB.

En la tabla anterior, estos mismos umbrales los comparamos por tipo de hipoacusia, mixta o de transmisión, hallándose diferencias estadísticamente significativas (p-valor < 0.01) en todas las frecuencias.

Hipoacusia de transmisión e hipoacusia mixta.

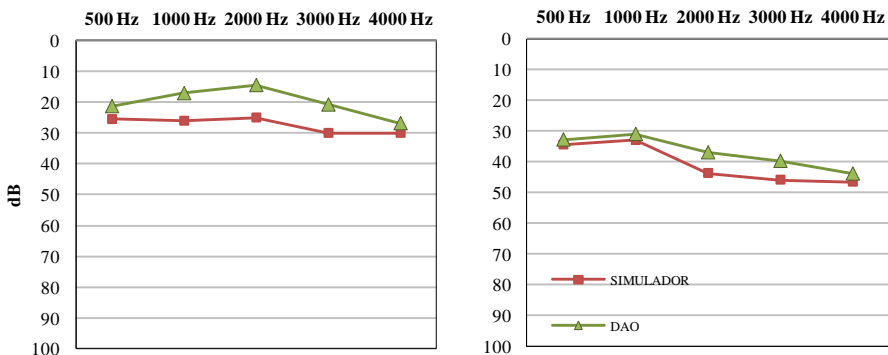


Figura 31. Representación gráfica de los promedios tonales VO para HT e HM. Con Simulador y DAO.

En los gráficos anteriores observamos los valores medios de los umbrales tonales para cada una de las frecuencias, con el simulador y con el DAO, comparándolos por el tipo de hipoacusia (HT y HM) y tomando como referencia los promedios vía ósea de la ATL sin ayuda auditiva.

Cuando atendemos a los datos proporcionados por los usuarios con el diagnóstico de hipoacusia de transmisión (HT) y estos son portadores del simulador, ninguna de las frecuencias testadas mejora el umbral de referencia (vía ósea en ATL sin ayuda auditiva). En cambio, cuando realizamos la ATL con el DAO, existe una mejoría del umbral en las frecuencias 1000, 2000, 3000 y 4000 Hz. En la frecuencia 500 Hz, no se halla de promedio una mejoría en el umbral.

Cuando atendemos a los datos proporcionados por los usuarios con el diagnóstico de hipoacusia mixta (HM) y estos son portadores del simulador, en las frecuencias 1000 y 2000 Hz mejoran el umbral de referencia (p -valor < 0.05) (vía ósea en ATL sin ayuda auditiva). No siendo así en el resto de frecuencias 500, 3000 y 4000 Hz (p -valor < 0.05). En cambio, cuando realizamos la ATL con el DAO, existe una mejoría del umbral en la totalidad de las frecuencias (p -valor < 0.05).

Finalmente, focalizándose en el tipo de dispositivo empleado, en la frecuencia 500 Hz tomando como referencia el tipo BP-100[®] se ha obtenido que el tipo de dispositivo Divino[®] no presentó diferencias

significativas con el primero (p -valor = 0.067), sin embargo, los tipos de dispositivo Intenso[®] y Power[®] sí presentaron diferencias significativas respecto del BP-100[®] (p -valores < 0.01). Entre los grupos Intenso[®] y Power[®] no se obtuvieron diferencias significativas (p -valor = 0.081), aunque quedó al borde la significación.

En la frecuencia 1000 Hz, el dispositivo Divino[®] no presentó diferencias significativas con el BP-100[®] (p -valor = 0.212), sin embargo, los tipos de dispositivo Intenso[®] y Power[®] sí presentaron diferencias significativas respecto del BP-100[®] (p -valores < 0.01). Entre los grupos Intenso[®] y Power[®] también se obtuvieron diferencias significativas (p -valor < 0.05).

En la frecuencia 2000 Hz, el dispositivo Divino[®] no presentó diferencias significativas con el BP-100 (p -valor = 0.669), sin embargo, los tipos de dispositivo Intenso[®] y Power[®] sí presentaron diferencias significativas respecto del BP-100[®] (p -valores < 0.01). Entre los grupos Intenso[®] y Power[®] también se obtuvieron diferencias significativas (p -valor < 0.01).

En la frecuencia 3000 Hz, el dispositivo Divino[®] no presentó diferencias significativas con el BP-100 (p -valor = 0.458), sin embargo, los tipos de dispositivo Intenso[®] y Power[®] sí presentaron diferencias significativas respecto del BP-100[®] (p -valores < 0.01). Entre los grupos Intenso[®] y Power[®] también se obtuvieron diferencias significativas (p -valor < 0.01).

Por último, en la frecuencia 4000 Hz, el dispositivo Divino[®] no presentó diferencias significativas con el BP-100[®] (p-valor = 0.267). El tipo de dispositivo Intenso sí presentó diferencias significativas respecto del BP-100[®] (p-valor < 0.01). Sin embargo, en este caso el tipo de dispositivo Power[®] no obtuvo una diferencia significativa (p-valor=0.058), estando al borde de la significación. Entre los grupos Intenso[®] y Power[®] también se obtuvieron diferencias significativas (p-valor < 0.05).

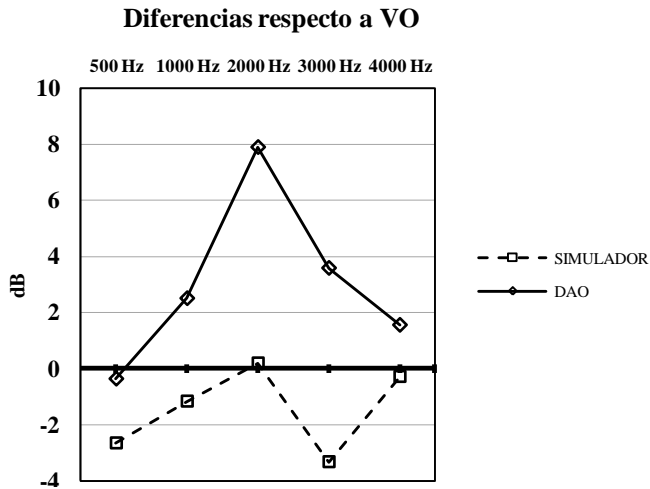


Figura 32. Diferencia entre los umbrales tonales promedios para vía ósea (VO) en audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda, con los umbrales del simulador y con los del dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).

En el gráfico anterior, sintetizamos todos los datos de los diferentes umbrales tonales, teniendo como referencia, (valor = 0), los umbrales VO con el vibrador B-71, podemos observar fácilmente las diferencias que existieron entre los dos tipos de estímulo

3.3.2 Percepción verbal

Si recordamos el gráfico donde representábamos el URV, éste fue menor cuando la estimulación por vía ósea fue de forma percutánea con 44,94 dB. Cuando la estimulación fue transcutánea este aumentó a 48,46 dB, observándose una diferencia respecto a la anterior de 3,52 dB.

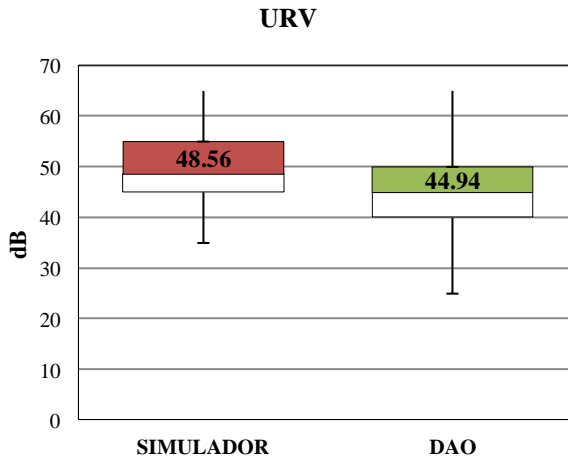


Figura 33. Umbral de recepción verbal (URV) para las dos formas de estimulación: Simulador (estímulo transcutáneo) y dispositivo auditivo osteointegrado (DAO) (estímulo percutáneo).

Tomando como referencia el U_{com} que se calculó a cada participante y teniendo en cuenta el porcentaje de aciertos que consiguieron a esta intensidad en la AV, que se realizó con la prótesis actuando de forma percutánea, se realizó una nueva AV a esta misma intensidad (U_{com}), pero el estímulo vía ósea fue de forma transcutánea.

% Inteligibilidad a Ucom

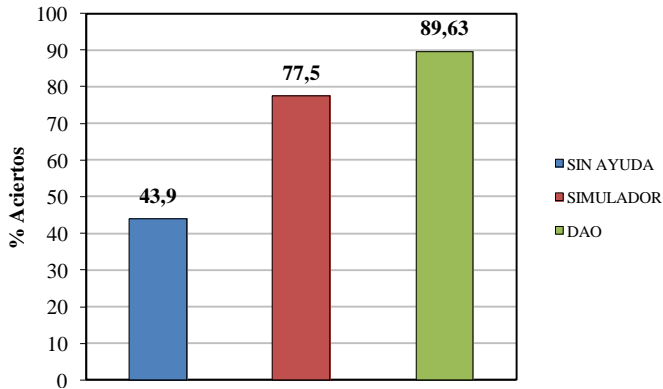


Figura 34. Porcentajes promedio de aciertos en la audiometría verbal (AV) a intensidad U_{com} , en tres situaciones diferentes: sin ayuda auditiva; con el simulador; y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).

El gráfico anterior refleja los promedios de los porcentajes de acierto que se obtuvieron al realizar las AV a intensidad U_{com} en tres situaciones diferentes. Cuando la AV se realizó sin ningún tipo de ayuda auditiva la cantidad de aciertos fue del $43,9 \pm 14,68$ %, con un mínimo de 10 y un máximo de 70 %. En cambio, cuando las AV se realizaron con el dispositivo del participante, estos porcentajes de aciertos aumentaron considerablemente, pasando a un $77,5 \pm 10,37$ % de aciertos con el estímulo transcutáneo y mejorando hasta un $89,63 \pm 19,55$ % cuando el estímulo fue percutáneo. El promedio de la intensidad U_{com} fue de $79,2 \pm 7,15$ dB, como hemos señalado anteriormente.

A continuación representamos, en una serie de tablas y gráficos, los valores correspondientes a la inteligibilidad U_{com} dependiendo del tipo de hipoacusia y del tipo de DAO empleado:

Inteligibilidad a Ucom: Según tipo de hipoacusia.

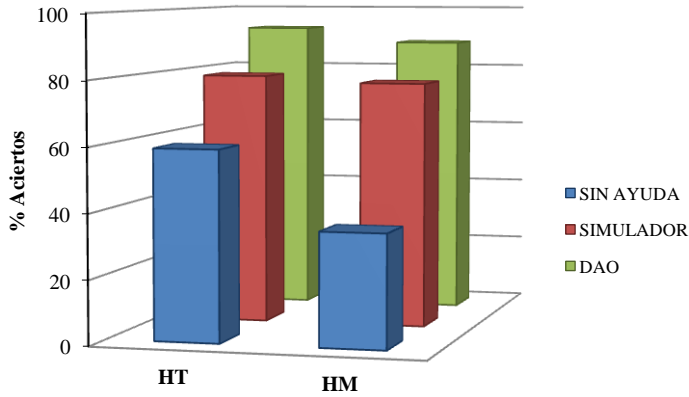


Figura 35. Porcentajes promedio de aciertos según el tipo de hipoacusia (HT: hipoacusia de transmisión; HM: hipoacusia mixta) en la audiometría verbal (AV) a intensidad U_{com} , en tres situaciones diferentes: sin ayuda auditiva; con el simulador; y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).

% a U_{com}	TIPO HIPOACUSIA		SIN AYUDA	SIMULADOR	DAO
		HT	Media \pm DE (Mín-Máx)	58.95 \pm 8.75 (40-70)	78.95 \pm 5.67 (70-90)
	HM		35 \pm 14.78 (10-60)	77.05 \pm 11.45 (60-100)	88.55 \pm 13.29 (10-100)

Tabla 27. Valores en porcentaje de la inteligibilidad alcanzada a U_{com} en las tres situaciones testadas: sin ayuda, simulador y DAO.

Inteligibilidad a Ucom: según tipo de dispositivo.

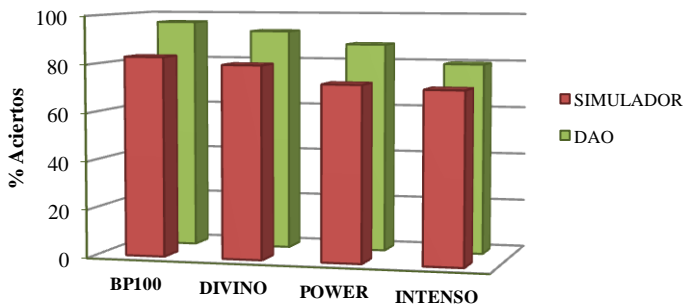


Figura 36. Porcentajes promedio de aciertos según el tipo de dispositivo (BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®) en la audiometría verbal (AV) a intensidad U_{com} , en tres situaciones diferentes: sin ayuda auditiva; con el simulador; y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).

Inteligibilidad a U_{com}	DISPOSITIVO	Media \pm DE (Mín-Máx)	SIMULADOR	DAO
	BP 100		82.92 \pm 8.59 (70-100)	96.61 \pm 4.95 (90-100)
	DIVINO		80 \pm 9.05 (70-100)	92.61 \pm 7.52 (80-100)
	POWER		72.67 \pm 8.84 (60-90)	87.33 \pm 8.83 (70-100)
	INTENSO		71.11 \pm 10.79 (60-90)	79.47 \pm 17.79 (10-90)

Tabla 28. Valores en porcentaje de la inteligibilidad alcanzada a U_{com} en las tres situaciones testadas: sin ayuda, simulador y DAO, según el tipo de dispositivo empleado (BP 100[®], Divino[®], Power[®] e Intenso[®])

Se utilizó un modelo ANOVA de medidas repetidas, por lo que se consideró un modelo lineal mixto en el que se controló la variabilidad intrasujeto como un efecto aleatorio, el efecto del factor principal DAO, Simulador y sin ayuda, y en el que se incluyeron también los factores tipo de hipoacusia (HM y HT) y tipo de dispositivo empleado para controlar su efecto. Además, se utilizaron las técnicas de comparaciones múltiples para realizar las comparaciones de interés.

Tomando como referencia la inteligibilidad alcanzada con los DAO, presentaron diferencias significativas respecto de ese grupo tanto la alcanzada con el simulador como sin ayuda auditiva (p-valores < 0.01). Además, entre estos dos grupos también se obtuvieron diferencias significativas (p-valor < 0.01).

No se mostró significativa la diferencia entre tipos de hipoacusia. Tomando como referencia HM, el grupo HT no muestra diferencias significativas con este grupo (p-valor = 0.3024)

Por último, en cuanto a los tipos de dispositivos, tomando como referencia el tipo BP-100[®] se ha obtenido que ni el dispositivo Divino[®] ni el Intenso[®] ni el Power[®] hallaron diferencias significativas con él (p-valor = 0.3027, 0.9192 y 0.1188). Entre los grupos Intenso[®] y Power[®] tampoco hubo diferencias significativas (p-valor = 0.183).

3.4 PRUEBAS AUDIOLÓGICAS DE DISCRIMINACIÓN DE FRECUENCIAS.

3.4.1 Tonos puros.

En el siguiente gráfico observamos los porcentajes de aciertos para los diferentes tonos presentados, comparándolos con su frecuencia de referencia 500 Hz. En este caso la forma de presentación de las parejas de tonos fue en modo descendente con incrementos de frecuencias de +/- 3 Hz, yendo de la nota más aguda 515 Hz, hasta la más grave del grupo utilizado, 485 Hz. Se utilizó, por tanto, un total de 11 parejas de tonos.

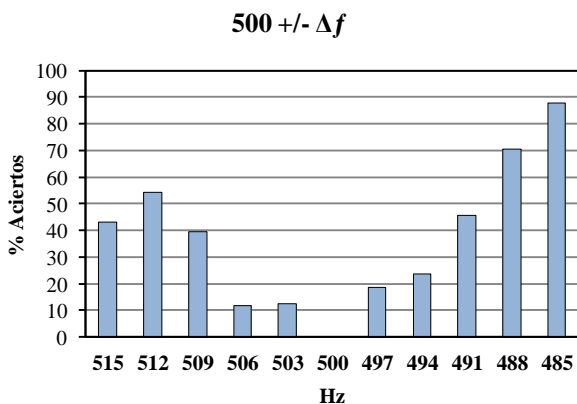


Figura 37. Tonos puros: 500 Hz +/- Δf . Porcentajes promedio de aciertos en las parejas de tonos puros comparando la frecuencia 500 Hz, con variaciones de +/- 3 Hz. Alcanzando el intervalo 485 Hz – 515 Hz.

Si detallamos los porcentajes de aciertos para las diferentes parejas, observamos que a medida que se amplía el intervalo, los porcentajes de acierto aumentan, llegando a superar el 50 % de aciertos a +/- 12 Hz de diferencia. Como vemos en el gráfico, a - 15 Hz (pareja 500 vs 485 Hz), existe un porcentaje de acierto aproximado del 85 %.

El siguiente gráfico es similar al anterior, pero en este caso la frecuencia de referencia a estudio fue 1000 Hz. De igual forma, la presentación de las parejas fue en modo descendente con incrementos de frecuencias de +/- 3 Hz, yendo de la nota más aguda 1015 Hz, hasta las más grave del grupo utilizado, 985 Hz.

1000 +/- Δf

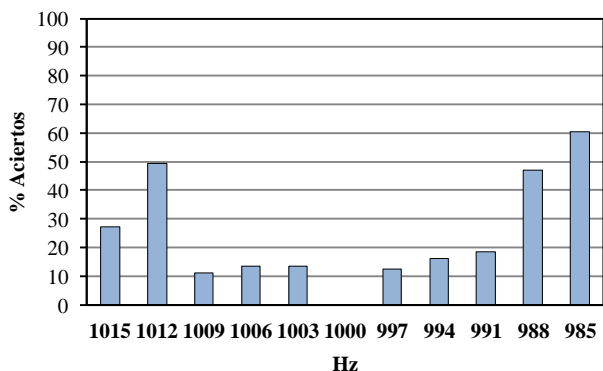


Figura 38. Tonos puros: 1000 Hz +/- Δf . Porcentajes promedio de aciertos en las parejas de tonos puros comparando la frecuencia 1000 Hz, con variaciones de +/- 3 Hz. Alcanzando el intervalo 985 Hz – 1015 Hz.

Si detallamos los porcentajes de aciertos para las diferentes parejas, observamos que a medida que se amplía el intervalo, los porcentajes de acierto aumentan, llegando a aproximarse al 50 % de aciertos a +/- 12 Hz de diferencia. Como vemos en el gráfico, a - 15 Hz (pareja 1000 vs 985 Hz), existe un porcentaje de acierto aproximado del 60 %.

Siguiendo con las frecuencias a estudio, el gráfico inferior refleja los datos obtenidos para la frecuencia de referencia 2000 Hz. De igual forma, la presentación de las parejas fue en modo descendente pero, en este caso, con incrementos de frecuencias de +/- 5Hz, yendo de la nota más aguda 2025 Hz, hasta las más grave del grupo utilizado, 1975 Hz.

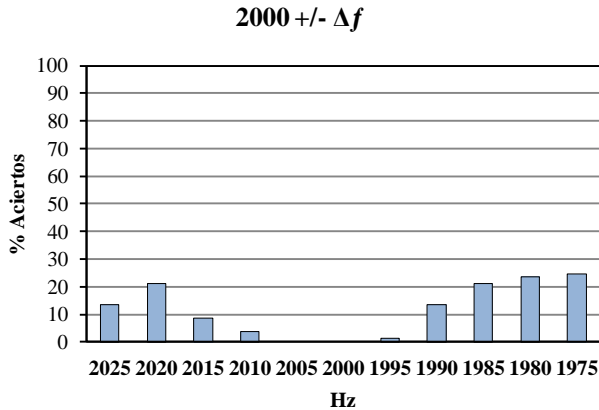


Figura 39. Tonos puros: 2000 Hz +/- Δf . Porcentajes promedio de aciertos en las parejas de tonos puros comparando la frecuencia 2000 Hz, con variaciones de +/- 5 Hz. Alcanzando el intervalo 1975 Hz – 2025 Hz.

Si detallamos los porcentajes de aciertos para las diferentes parejas, observamos que a medida que se amplía el intervalo, los porcentajes de acierto aumentan, llegando a aproximarse al 20-25 % de aciertos.

3.4.2 Sonidos armónicos.

Como hemos descrito con más detalle en el apartado correspondiente, elegimos el piano como instrumento para testar las parejas de sonidos armónicos. En nuestro caso la nota de referencia sobre la que comparamos con el resto fue La4 (f_0 440Hz).

En los gráficos siguientes observamos los porcentajes de aciertos para las diferentes notas presentadas comparándolas con su nota de referencia La4. En el primer caso, la forma de presentación de las parejas fue en modo ascendente, yendo de la nota más grave Fa 3 (349 Hz) hasta las más

aguda del grupo utilizado, Do#4 (554 Hz). En el segundo caso, la presentación fue aleatoria.

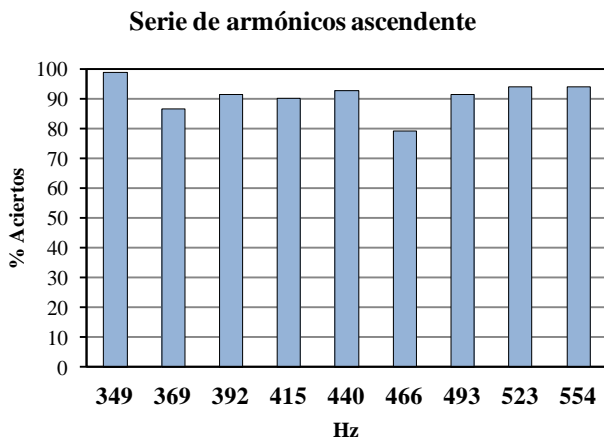


Figura 40. Serie ascendente de tonos armónicos: porcentajes promedio de aciertos comparando parejas de tonos.

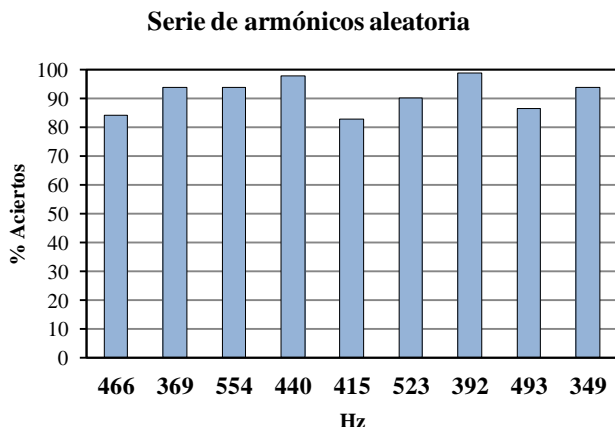


Figura 41. Serie aleatoria de sonidos armónicos: porcentajes promedio de aciertos comparando parejas de tonos.

Si detallamos los porcentajes de aciertos para las diferentes parejas, observamos valores superiores al 80 % en todos ellos. Cuando las parejas

de notas se emitieron de forma aleatoria, siguieron obteniéndose porcentajes de acierto superiores al 80 %. En el gráfico inferior, se reflejan estos porcentajes de acierto para cada modo de presentación.

Porcentajes de aciertos en tonos armónicos.

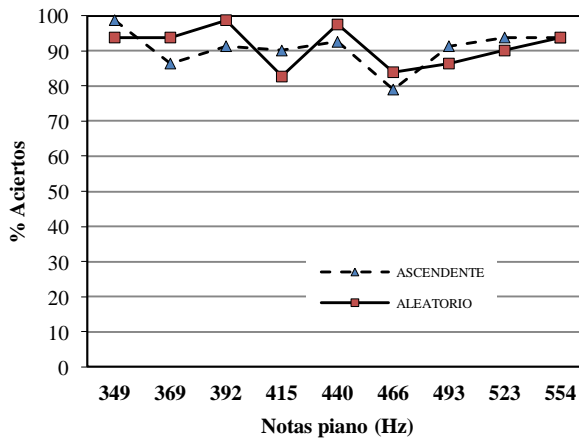


Figura 42. Representación de los porcentajes de aciertos para cada pareja de notas de sonidos armónicos, tanto para la serie ascendente como para la serie aleatoria.

Como análisis estadístico de estas parejas de tonos y sonidos, realizamos un análisis Chi-cuadrado de Pearson comparando por un lado el tipo de hipoacusia, HT e HM, y por otro el tipo de DAO utilizado y, salvo parejas de tonos puntuales que no siguen ningún patrón establecido, no hubo diferencias estadísticas significativas en estos aspectos.

3.5 CALIDAD DE VIDA Y SATISFACCIÓN DE LOS USUARIOS.

En este apartado incluimos un total de 60 participantes siguiendo los criterios de inclusión y no inclusión de este estudio. La razón por la que no hay el mismo número de participantes se debió, sobre todo, a una contestación incorrecta de los cuestionarios o a que los participantes no los realizaron. En los gráficos siguientes, distribuimos la población según el tipo de hipoacusia (HT e HM), y según el tipo de DAO utilizado.

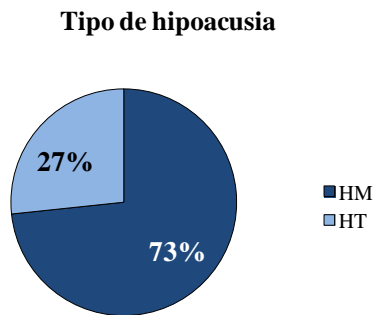


Figura 43. Porcentajes del tipo de hipoacusia de los participantes que contestaron a los cuestionarios.

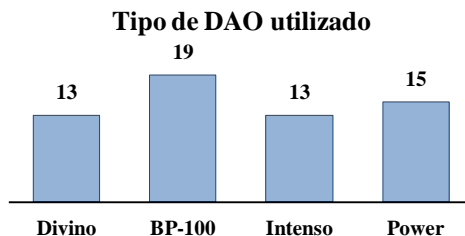


Figura 44. Tipo de DAO empleado por los participantes que contestaron a los cuestionarios.

A continuación, en los sucesivos subapartados detallamos los valores que obtuvimos para cada uno de los cuestionarios utilizados.

3.5.1 GBI (Glasgow Benefit Inventory)

Tras administrarles el cuestionario GBI a cada participante y analizar los resultados, podemos ver en la tabla y gráfico siguiente la puntuación promedio alcanzada en las diferentes escalas: general, social, física y total.

	General	Social	Física	Total
Media	44,923	29,168	13,335	36,332
Mediana	45,800	25,000	,000	36,100
Moda	25,0 ^a	16,7	,0	36,1
Desv. típ.	17,6701	24,0802	18,6158	13,9524
Varianza	312,231	579,855	346,547	194,670
Asimetría	-,366	,664	1,166	-,527
Error típ. de asimetría	,309	,309	,309	,309
Curtosis	-,760	-,257	1,338	-,537
Error típ. de curtosis	,608	,608	,608	,608
Rango	66,7	83,3	83,4	49,9
Mínimo	8,3	,0	-16,7	5,6
Máximo	75,0	83,3	66,7	55,5
Percentiles				
25	25,000	16,700	,000	25,000
50	45,800	25,000	,000	36,100
75	58,300	50,000	29,150	47,200

a. Existen varias modas. Se mostrará el menor de los valores.

Tabla 29. Valores estadísticos descriptivos del cuestionario GBI, incluyendo las 3 subescalas y la puntuación total. Valores posibles entre - 100 y + 100.

En todas las escalas se obtuvo una puntuación positiva. En la escala general la puntuación fue de $44,92 \pm 17,67$ (8.3 – 75), en la escala de

apoyo social de $29,17 \pm 24,08$ (0 – 83.3) y en la escala de la salud física la puntuación fue menor, $13,34 \pm 18,62$ (-16.7 – 66.7). Como puntuación total, se obtuvo de $36,33 \pm 13,95$ (5.6 – 55.5).

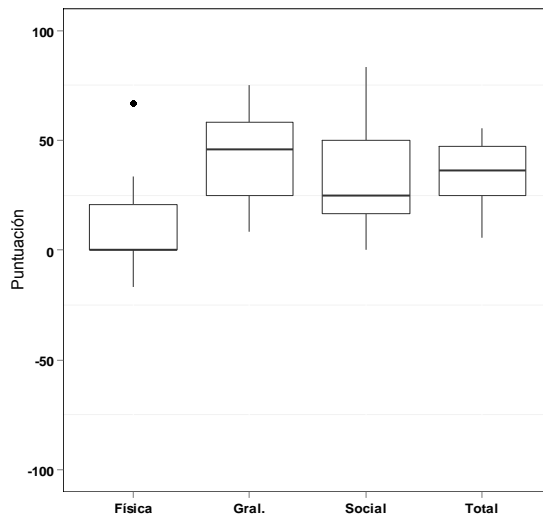


Figura 45. Puntuación alcanzada en el cuestionario GBI (*Glasgow Benefit Inventory*) con sus máximos y mínimos, en las subescalas general, física y social. También puntuación total o global.

Para calcular las puntuaciones se realizó siguiendo el procedimiento del *The Glasgow health status questionnaires manual*, explicado anteriormente en el apartado correspondiente.

En cuanto al análisis estadístico, no existieron diferencias significativas en los resultados entre el tipo de hipoacusia de los participantes (HM e HT) con un p -valor = 0.227.

Si lo analizamos por tipo de DAO utilizado, tomando como referencia el BP-100, ni Divino[®] (p-valor = 0.157), ni Intenso[®] (p-valor = 0.109), ni Power[®] (p-valor = 0.229) presentaron diferencias significativas con él. Sin embargo, entre Intenso[®] y Power[®] sí hubo diferencias significativas (p-valor = 0.0113).

3.5.2 APHAB (Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit)

Tras realizar el cuestionario APHAB cada participante y analizar los resultados, podemos ver en las tablas y gráficos siguientes la cantidad de problemas que los sujetos refirieron en forma de porcentaje para cada una de las subescalas. Las subescalas que contempla son: facilidad de comunicación (FC), ruido de fondo (RF), reverberación (RV) y aversión al ruido (AR). Podemos observar para cada subescala la dificultad media que refirieron sin el DAO y con él. Además, también existe una columna dedicada al beneficio obtenido en cada esfera.

Dividimos en dos tablas los resultados obtenidos para las diferentes subescalas:

	FC sin DAO	FC con DAO	Beneficio FC	RV sin DAO	RV con DAO	Beneficio RV
Media	70,2727	14,160	56,2127	81,670	24,332	57,338
Mediana	70,7000	8,500	57,1000	82,550	19,150	57,500
Moda	93,00	6,0	49,00 ^a	76,5 ^a	16,7 ^a	55,5
Desv. típ.	24,19026	12,6783	22,49073	14,7970	13,9953	17,6807
Varianza	585,169	160,740	505,833	218,952	195,869	312,608
Asimetría	-,861	1,786	-,399	-1,930	1,543	-,796
Error típ. Asimetría	,309	,309	,309	,309	,309	,309
Curtosis	-,349	2,484	-,765	4,883	2,303	,510
Error típ. Curtosis	,608	,608	,608	,608	,608	,608
Rango	86,30	47,2	79,80	67,7	58,7	67,0
Mínimo	12,70	2,8	8,90	31,3	8,3	15,7
Máximo	99,00	50,0	88,70	99,0	67,0	82,7
25	52,1750	6,000	42,5750	77,050	14,350	47,700
Perc 50	70,7000	8,500	57,1000	82,550	19,150	57,500
75	91,0000	20,650	76,0000	92,500	32,200	68,800

	RF sin DAO	RF con DAO	Beneficio RF	AR sin DAO	AR con DAO	Beneficio AR
Media	74,247	22,617	51,580	13,447	34,132	-16,523
Mediana	78,700	22,600	53,900	6,400	29,000	-21,200
Moda	80,7	22,8	51,6 ^a	6,0	41,7	-38,9
Desv. típ.	20,3674	10,5077	23,0450	18,5522	22,0890	18,9819
Varianza	414,831	110,413	531,070	344,185	487,926	360,314
Asimetría	-1,246	,442	-,856	2,508	,921	,595
Error típ. Asimetría	,309	,309	,309	,309	,309	,309
Curtosis	,811	-,362	,070	5,976	,154	
Error típ. Curtosis	,608	,608	,608	,608	,608	,608
Rango	74,0	37,8	86,8	77,5	78,0	90,9
Mínimo	25,0	6,0	-2,3	1,0	2,8	-53,3
Máximo	99,0	43,8	84,5	78,5	80,8	37,6
	67,625	14,625	39,150	2,800	17,150	-28,000
Perc	78,700	22,600	53,900	6,400	29,000	-21,200
	87,000	28,800	68,000	9,900	41,700	-2,300

Tabla 30 y 31. Valores estadísticos descriptivos del cuestionario APHAB de las subescalas FC, RV, RF y AR. Puntuación máxima posible 100 %.

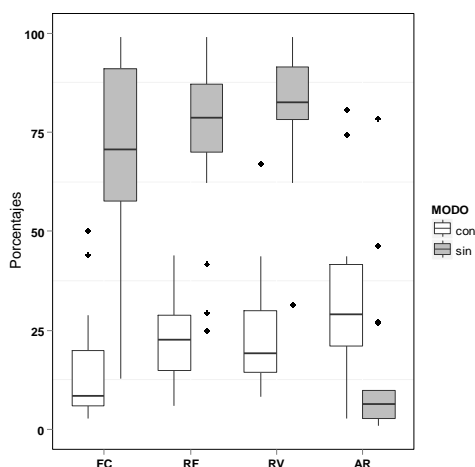


Figura 46. Porcentaje de problemas que los usuarios refieren en diferentes situaciones audiológicas (subescalas: Facilidad de conversación -FC-; Reverberación -RV-; Ruido de fondo -RF- y Aversión al ruido -AV-). Tanto sin el uso de DAO (sin), como con el uso de este (con).

En las tablas y gráfico anterior, se representan los problemas auditivos en forma de porcentaje que refirieron los participantes de este estudio en dos situaciones, cuando hacían uso de la prótesis auditiva pasiva osteointegrada percutánea y cuando no llevaban el dispositivo. En el gráfico, de forma visual, se puede observar que cuando los sujetos carecían de ayuda auditiva el porcentaje de problemas en las escalas de FC, RV y RF aumentó. Disminuyendo los problemas auditivos en las mismas situaciones, cuando los usuarios usaban la audioprótesis. En cambio, en la subescala de AR pasó al contrario, el porcentaje de problemas aumentó con el uso del dispositivo.

Representamos el beneficio obtenido por el uso de las prótesis auditivas osteointegradas percutáneas, que calculamos haciendo la resta entre el porcentaje de problemas auditivos encontrados sin el uso del dispositivo y los problemas reflejados cuando se hace uso de estos.

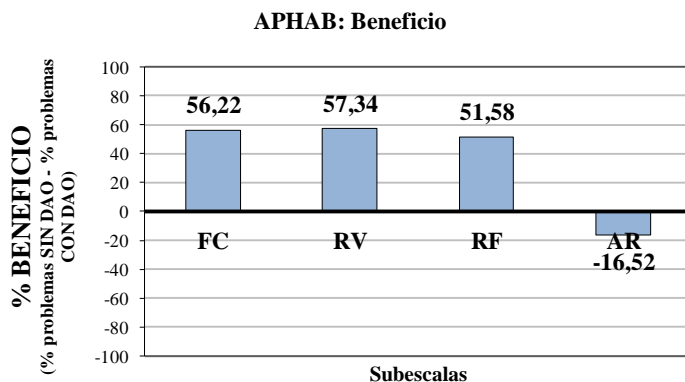


Figura 47. Beneficio (p-valor < 0.001) que los usuarios refieren con el uso del DAO en diferentes situaciones audiológicas (subescalas: Facilidad de conversación –FC-; Reverberación –RV-; Ruido de fondo –RF- y Aversión al ruido -AV-).

Si analizamos el gráfico superior, determinamos que existió un beneficio positivo para las subescalas de FC, RV y RF, con porcentajes de de 56,22 % para FC, 57,34 % para RV y 51,58 % para RF (p-valor < 0.001). Si nos centramos en la subescala de AR, no se produjo un beneficio como en las anteriores, sino que con el uso de la prótesis la cantidad de problemas en esta área fue mayor, dando como beneficio un balance negativo de - 16.52 % (p-valor < 0.001).

En todas las subescalas, existen diferencias significativas entre la cantidad de problemas presentes cuando carecían de ayuda auditiva y con el uso del DAO (p-valor < 0.001)

En cambio, no obtuvimos diferencias significativas entre HM (referencia) y HT (p-valor = 0.9509). Considerando modelos más complejos (con interacciones entre factores) se pudo comprobar que existía una interacción entre el tipo de hipoacusia y el factor sin ayuda / con DAO. En “Sin ayuda”, el grupo de HM refería mayor cantidad de problemas que los del grupo de HT, siendo estos estadísticamente significativos; sin embargo “con DAO” no las hubo.

En cuanto al tipo de dispositivo, en la subescala facilidad de comunicación (FC), considerando BP-100[®] como referencia no hubo diferencias significativas con Divino[®] (p-valor = 0.062) ni con Power[®] (p-valor = 0.403), y sí con Intenso[®] (p-valor = 0.0004). Entre Intenso[®] y

Power[®], sí se obtuvieron diferencias significativas (p-valor = 0.00175). En la subescala reverberación (RV), no se hallaron diferencias significativas con ninguno de los otros tres dispositivos: Divino[®] (p-valor = 0.116), Intenso[®] (p-valor = 0.283), y Power[®] (p-valor = 0.283). En cambio, entre Intenso[®] y Power[®] también existieron diferencias significativas (p-valor = 0.028). Respecto a las subescalas ruido de fondo (RF) y aversión al ruido (AR), considerando BP-100[®] como referencia no se obtuvieron diferencias significativas con ninguno de los otros tres dispositivos: Divino[®] (p-valor = 0.132 y 0.699), Intenso[®] (p-valor = 0.396 y 0.241), y Power[®] (p-valor = 0.608 y 0.361). Entre Intenso[®] y Power[®] tampoco se existieron diferencias significativas (p-valor = 0.149 y 0.777), respectivamente.

3.5.3 Preguntas con respuestas dicotómicas.

- a) A la pregunta ¿Cuántas horas usa al día el dispositivo?

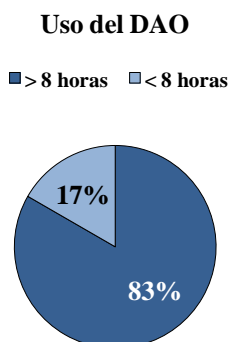


Figura 48. Respuesta a la pregunta, ¿Usa más o menos de 8 horas al día el DAO?

Un 83.33 %, 50 de 60 participantes, respondieron que más de 8 horas. El resto, 10 usuarios respondieron que su uso era menor a 8 horas diarias.

b) A la pregunta, ¿Tiene usted acúfenos?

Del total de usuarios, 34 (56.66 %) respondieron que sí padecían o habían padecido acúfenos. 29 de los 34 refirieron padecer acúfenos antes de iniciar el uso del DAO, en cambio, 5 usuarios señalaron que la aparición del acúfeno fue posterior al inicio de su uso. En las siguientes tablas lo detallamos.

¿Acúfeno previo al uso del DAO?

		Frecuencia	Porcentaje
Válidos	NO	31	51,7
	SÍ	29	48,3
	Total	60	100,0

No padecía acúfeno y ha aparecido actualmente

		Frecuencia	Porcentaje
Válidos	NO	29	48,3
	SÍ	5	8,3
	Total	34	56,7
Total		60	100,0

Tabla 32. Datos descriptivos referentes a las cuestiones sobre la presencia de acúfenos.

3.5.4 EAV (Escala analógica visual) del acúfeno.

A los usuarios que refirieron haber padecido acúfenos, tanto con anterioridad como en el momento del cuestionario, quisimos cuantificarlo realizando una EAV.

		¿Qué intensidad de acúfeno diría que tenía previo al uso del DAO?	¿Qué intensidad de acúfeno diría que tiene actualmente con el uso del DAO?
n	Válidos	34	34
	Media	5,34	2,66
	Mediana	6,00	3,00
	Moda	8	0
	Desv. típ.	2,754	2,222
	Varianza	7,585	4,938
	Rango	8	6
	Mínimo	0	0
	Máximo	8	6
	25	5,00	,00
	Perce ntiles 50	6,00	3,00
	75	8,00	5,00

Tabla 33. Datos estadísticos descriptivos de la EAV.

De los 34 usuarios que refirieron padecer acúfenos, previos o actuales, observamos en el gráfico como en 5 (8.33 %) hubo un empeoramiento de este. En la gran mayoría, en 23, hubo una mejoría subjetiva de la intensidad llegando a desaparecer en 9 casos. En los 6 participantes restantes, la intensidad del acúfeno previa al uso del DAO y con este, permaneció estable

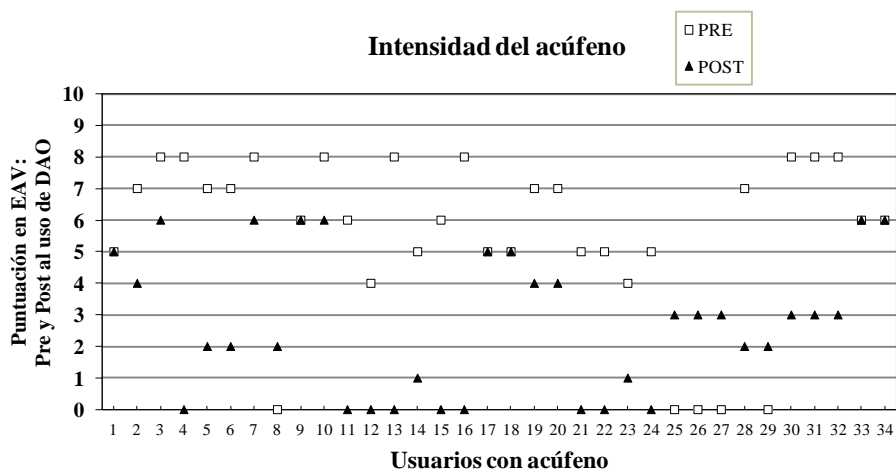


Figura 49. Representación de las escalas analógicas visuales (EAV) acerca de la intensidad del acúfeno que los usuarios del DAO refirieron, tanto antes del uso del DAO (EAV Pre) como posteriormente (EAV Post).

Existieron diferencias estadísticamente significativas entre EAV Pre y EAV Post (p -valor < 0.001). Por el contrario, no hubo diferencias significativas entre los participantes con HM e HT (p -valor = 0.881). En cuanto al tipo de dispositivo, considerando BP-100[®] como referencia no se obtienen diferencias significativas con ninguno de los otros tres dispositivos: Divino[®] (p -valor = 0.53), Intenso[®] (p -valor = 0.1334), y Power[®] (p -valor = 0.3385). Entre Intenso[®] y Power[®] tampoco se obtienen diferencias significativas (p -valor = 0.654).

4. DISCUSIÓN

El objetivo principal era, como plasmamos en el título, realizar un análisis perceptivo de las prótesis auditivas osteointegradas percutáneas. A partir de este concepto global, propusimos mediante este estudio profundizar en el tema con el fin de responder a una serie de cuestiones que a continuación detallaremos. Podemos avanzar que estos dispositivos aportan un beneficio tanto a nivel tonal, como verbal y subjetivo.

Tras realizar las ATL a todos los participantes y analizar los resultados, observamos que todos los participantes fueron usuarios de DAO percutáneos de más de 6 meses, con diagnósticos de hipoacusias de transmisión e hipoacusias mixtas que, en ningún caso, superaban los 55 dB de umbral promedio para las frecuencias conversacionales (UFC) por vía ósea. Obteniéndose, como hemos señalado en el correspondiente apartado de resultados, un UFC óseo promedio de 35.91 dB (15-55 dB).

La razón por la cual no optamos por SSD o niños, entre los criterios de inclusión, fue porque para este estudio creímos conveniente incluir las indicaciones más frecuentes de nuestro centro hospitalario para obtener una muestra mayor y más homogénea. Otro aspecto importante que hizo decantarnos por no incluir a estos dos grupos fue que queríamos estudiar la percepción auditiva general proporcionada por estos dispositivos en el área de la inteligibilidad, la discriminación de frecuencias, las diferentes formas de estimulación vía ósea y la percepción subjetiva sobre el

beneficio por el uso de estas audioprótesis. Como ya abordamos en la introducción, existen muy pocos trabajos que describan de forma genérica el rendimiento obtenido por los usuarios de los DAO. Por otro lado, pensamos que introducir sujetos con indicación de SSD, cuyo objetivo del empleo de estas prótesis es eliminar el efecto sombra mejorando la estereofonía o la localización del sonido (95), podría distorsionar los resultados y muchas de las pruebas no podrían ser realizadas, además de que este aspecto tan específico debiera abordarse en proyectos diseñados a tal fin. De igual modo, tampoco incluimos ningún participante niño, ya que los que se han realizado en nuestro centro son de corta edad, con una gran dispersión en cuanto a edad y características clínicas. Además su probable falta de colaboración o inmadurez para realizar los test propuestos alteraría los resultados del estudio por la longitud del estudio y su complejidad.

Como peculiaridades de este estudio contemplaríamos la forma de efectuar la transmisión del sonido desde el audiómetro al DAO mediante conexión directa, con el fin de evaluar el oído implantado y el rendimiento del dispositivo aisladamente. Aunque previamente calibramos esta salida comparando tanto ATL y AV con este tipo de estimulación y con campo libre, no obteniendo diferencias estadísticamente significativas. Otro de las peculiaridades sería el uso de listas de palabras y pseudopalabras bisilábicas, el resto de estudios no usa

este tipo de estímulo pero creímos que una forma real de inteligibilidad era eliminar de forma aleatoria el componente semántico que llevan implícito las palabras. Así como también creímos que incluir un ruido ambiental de enmascaramiento más acorde con las situaciones de escucha cotidiana, lo aproximaría más a la realidad. Todos estos factores, al que se sumaría la detección de umbrales de discriminación de frecuencias, son los que aportan innovación y los matices experimentales, proporcionando originalidad.

Pruebas audiométricas tonales.

Las pruebas audiométricas mostraron mejorías estadísticamente significativas de audición para el DAO sobre la condición sin ayuda auditiva, que apoya la hipótesis de este estudio. En general, las mejoras de audición fueron para todos los tonos testados en nuestro estudio, 500, 1000, 2000, 3000 y 4000 Hz. Con una ganancia funcional de 36.82 dB (UFC vía aérea: 69.59 dB; UFC con DAO: 32.77 dB), existiendo una diferencia para HT de 32.26 dB, y para HM de 34.57 dB. Esta ganancia en los umbrales tonales es acorde con lo publicado sobre este aspecto, donde observamos en diferentes estudios (96-99) que refieren este dato, oscilando dentro del rango 25 – 45 dB. Si los comparamos con otros dispositivos que pueden ser usados en situaciones similares vemos que, en el caso del BonebridgeTM, Riss et al. (100) obtuvieron en un estudio

con 24 participantes una ganancia funcional de 28.8 dB, algo menor que en nuestro caso. Más similar fue la ganancia que presentaron en los estudios de Ihler et al. (101), Barbara et al. (102) o Manrique et al. (103) con ganancias funcionales de 34.9, 36.5 y 36.9 dB, respectivamente, aunque con muestras mucho menores que la nuestra. Si nos centramos en otros tipos de dispositivos como son los pasivos transcutáneos, Sophono[®] y Baha[®] Attract, en los diferentes estudios publicados obtienen unas ganancias tonales menores, entre los 19 y los 29.7 dB (104-106), quedándose relativamente lejos de las cifras obtenidas en nuestro estudio.

Como parámetro de eficiencia para la indicación de los DAO se utiliza, a menudo, el cierre o no, del gap aéreo-óseo (GAO). Sin embargo, nos gustaría argumentar que en la práctica clínica debemos ser conscientes de que ambas cócleas son estimuladas con el uso del DAO y, a menos que la cóclea tratada sea mucho mejor que la cóclea contralateral, los resultados pueden reflejar umbrales dependientes del lado no implantado. A todo ello se suma que dependiendo de la posición del DAO, la frecuencia a evaluar y las características óseas individuales, las dos cócleas pueden ser estimuladas con diferentes amplitudes. Aunque el GAO es importante como una indicación para DAO en general, ya que un GAO sustancial (> 30 dB) implica una mejor percepción del habla con un DAO, en comparación con los audífonos de conducción aérea convencionales (107), si la función de la VO contralateral es mucho mejor que la función

de la VO ipsilateral en algunas frecuencias, el *gap* se determina a partir de la VO contralateral y la VA ipsilateral. Por lo tanto, el cierre o no cierre del GAO, como se define anteriormente, deben ser consideradas con precaución cuando se habla de la rehabilitación auditiva para los pacientes utilizando DAO. Además, una rehabilitación auditiva exitosa depende de muchos factores, y el cierre o no cierre de la GAO debería en este sentido, ser considerado como de menor importancia (108). En nuestro caso, el GAO si se aborda ya que el oído no implantado fue enmascarado. Lo que podemos concluir es que, evaluando tan sólo el oído implantado, observamos que en un 71 % (58 casos) hubo un cierre del *gap*. Observando los resultados de los usuarios que consiguieron un cierre del GAO comparado con los que no lo cerraron, evidenciamos que ambos grupos partían de umbrales tonales y un GAO muy similares (33.45 vs 34.20 dB), en cambio los usuarios con cierre del GAO obtuvieron mejores índices de inteligibilidad en todos los parámetros analizados con el uso del DAO (Tabla 23).

Si atendemos a los umbrales tonales máximos y mínimos en las ATL sin ayuda auditiva, cuando la estimulación fue por vía aérea, como es lógico, observamos que los mínimos umbrales alcanzados para cada una de las frecuencias testadas eran mayores de 30 dB, con un UFC vía aérea mínimo de 40 dB. Estos casos corresponderían a hipoacusias de transmisión puras. Hay que tener en cuenta que aquí lo que se evaluó fue,

exclusivamente, el oído portador del DAO y que en nuestro estudio 51 de los 81 usuarios padecían hipoacusia de forma bilateral, implantando el dispositivo en el oído que aportaba mejor resultado y confort audiológico. Éste era el caso de los que presentaron estos umbrales vía aérea relativamente buenos. En cambio, si atendemos a los umbrales máximos vía aérea alcanzados para las distintas frecuencias, las cifras aumentan considerablemente superando los 80 dB en todas ellas. Con un UFC máximo de 90 dB, que se justifica con caídas severas de las frecuencias agudas.

Por lo que respecta a los máximos y mínimos por estimulación vía ósea, por un lado observamos que los mínimos umbrales que fueron menores de 20 dB para todas las frecuencias, con un promedio de UFC mínimo de 15 dB, catalogándose todos estos sujetos con el diagnóstico de hipoacusia de transmisión. Por otro lado, los máximos alcanzados para las diferentes frecuencias en este apartado fueron superiores a 55 dB en alguna frecuencia puntual, pero la media de UFC máximo por vía ósea no fue superior de 55 dB en ninguno de ellos, ya que este hecho sería motivo de exclusión del estudio.

Todos estos resultados dan a entender que hay una amplia variedad de ATL entre los pacientes, con componentes neurosensoriales variables. Al suponer que éste fenómeno puede variar mucho el rendimiento, que es

justo lo que quisimos medir, lo que hicimos fue en cada caso separarlos en dos grupos: HT e HM; con el fin de dejar claro cuál fue la eficacia de los DAO en la amplificación en cada caso. Un tema controvertido y muy importante de aclarar, sería saber cuál es el límite de VO en el que los DAO pueden ser útiles, pues es un concepto que ha variado mucho en el tiempo y es de gran importancia para el clínico para indicar la cirugía. Además, con el tiempo es esperable que los pacientes con HT que se indica un DAO, desarrollen un componente neurosensorial añadido a la hipoacusia, y por tanto sería bueno “predecir” cuál sería el papel del DAO en la situación futura. Según la predicción establecida a partir del análisis de los datos de nuestro estudio, para umbrales $VO \leq 55\text{dB}$, se obtendría parámetros audiológicos, tanto tonales como de inteligibilidad, que podríamos considerar óptimos, coincidiendo con las indicaciones del fabricante para este tipo de dispositivos. En cambio, si pretendiéramos obtener $\% D_{\text{max}} \geq 90 \%$, con $\%D$ a $65\text{dB} \geq 80\%$ y $URV < 50 \text{ dB}$, parámetros arbitrarios pero que creemos que serían las condiciones ideales, el umbral VO debería ser $\leq 40 \text{ dB}$ (Tabla 22).

Hicimos una división categórica de la hipoacusia, HT e HM, que podría considerarse una debilidad de este estudio, ya que de esta manera sólo tuvimos en cuenta parcialmente el grado de cada una. Es decir, si hubiéramos analizado el rendimiento de las DAO teniendo en cuenta la magnitud de la VO en un mismo grupo, definiéndolos mediante una

variable continua, quizá los resultados serían más ajustados a la realidad, ya que por ejemplo, el rendimiento auditivo no debe ser el mismo en un participante con una VO de 35 dB, que en otro con una VO de 50 dB. Esta división cuantitativa será motivo de estudios futuros derivados de éste. Pese a ello sí que pudimos establecer diferencias interesantes y relevantes entre ambos grupos, HT e HM, que más adelante desarrollaremos, pero que podemos avanzar que el grupo de HT presenta mejores percepción tonal y verbal que el grupo de HM.

PERCEPCIÓN VERBAL

– *Inteligibilidad en situación ideal de silencio.*

Para dar respuesta a uno de nuestros objetivos secundarios, determinar el nivel de inteligibilidad que se alcanza con el uso de los DAO, se realizaron en situación ideal de silencio AV a diferentes intensidades y se halló el URV, el % D a 65 dB y % D_{máx.}. Se han publicado diferentes estudios que valoran la inteligibilidad de los DAO (63, 77, 78) pero no nos consta que siguiesen las pautas que utilizamos en nuestro estudio ni el empleo de listas de palabras y pseudopalabras. Hay que decir que al utilizarse listas de palabras - pseudopalabras, y éstas carecer de significado, se eliminó el carácter semántico de la palabra, por lo que la suplencia mental y la memoria no influyen en los resultados. Este hecho

hizo que el sujeto probablemente tuviese menor probabilidad de acierto y aumentase el porcentaje de errores que si sólo se usaran palabras, como fue el caso del URV o el % D a 65 dB, aunque levemente. Como era esperable, el uso del DAO proporciona una mejoría en todas las variables estudiadas de inteligibilidad.

Al observar el URV medio alcanzado con el uso del DAO (44.94 ± 9.98 dB), y compararlo con el URV sin ningún tipo de ayuda auditiva, observamos que existió una mejoría promedio de 35.96 dB con el uso de estos dispositivos, hecho congruente con los datos obtenidos al realizar las ATL sin ayuda auditiva y observar la ganancia funcional existente que fue de 36.82 dB. Datos muy similares a los que publicaron Bosman AJ et al., hallando URV de 41.7 dB (109) y Kompis D et al. (97), quien concluye en su artículo que el beneficio en la inteligibilidad en condiciones de silencio con el uso de los DAO sería muy similar al obtenido en la ATL, asumiendo una ganancia en el umbral de recepción verbal de 0.8 – 1 dB por cada decibelio ganado en la ATL con el DAO respecto a ATL sin ayuda auditiva. Nuestros resultados se ajustaron a esta afirmación. Estos datos sugieren que con el uso de los DAO se mejora el URV de manera significativa ($p < 0.01$), desapareciendo el gap aéreo-óseo en la mayoría de las ocasiones. Si tenemos en cuenta el URV para sujetos normoacúsicos generalmente se habla de valores en torno a 15-20 dB, por ejemplo Lee et al. (110) obtienen un URV de 16.1 dB.

Al observar estudios realizados con otros dispositivos con un mecanismo de acción diferente pero que también se emplean en estas indicaciones audiológicas, observamos que el Bonebridge™ es el único que se acerca a esta ganancia en el URV según lo publicado por Barbara et al. (102), ofreciendo una mejoría de 36.25 dB. En los estudios realizados con dispositivos transcutáneos observamos que alcanzan menores mejorías del URV (104-106).

Cuando analizamos el URV por tipo de hipoacusia, evidenciamos que en el grupo de la hipoacusia de transmisión, con mejores vías óseas, la intensidad requerida fue menor. De tal forma que se obtuvo un URV sin ayuda auditiva a 63.42 dB y con el DAO a 32.63 dB. Como era esperable, cuando analizamos los datos del grupo de hipoacusia mixta observamos que el URV fue mayor para cada una de las situaciones estudiadas obteniendo 85.57 dB y 48.70 dB, sin ayuda auditiva y con el DAO, respectivamente ($p < 0.01$, ver tabla 14 y 15). Este hecho es congruente con lo que pensábamos a priori, ya que los pacientes con hipoacusia de transmisión no tienen la vía ósea afectada, en nuestro caso 20.26 ± 3.11 de media, y por lo tanto su reserva coclear es mejor. Esto hace que partamos de una situación audiológica de ventaja respecto de los pacientes que padecen una hipoacusia mixta, y que necesite una menor intensidad para un parámetro deseado. En cambio, en la HM con su componente neurosensorial con umbrales medios de 40.24 ± 6.1 dB,

ocurre que la inteligibilidad, en líneas generales, es menor y que necesita mayores intensidades para alcanzar porcentajes de aciertos similares. Aunque la ganancia respecto al URV sin ayuda y con DAO sea 5.18 dB mayor que la obtenida por el grupo de HT, constatando lo publicado por Lustig et al. (42) sobre los DAO, en referencia a una mejoría del componente neurosensorial que acompaña a las hipoacusias mixtas.

Atendiendo al análisis estadístico del URV por tipo de dispositivo empleado, no observamos diferencias significativas entre los datos obtenidos con el BP-100[®], y los del Divino[®] ($p = 0.85$). Posiblemente esto se deba a que partimos de situaciones audiológicas mejores, ya que su indicación es normalmente para HT e HM con un componente neurosensorial ≤ 45 dB, por lo que alcanzar buenos resultados es más factible y eso complica el hecho de que existan grandes diferencias en los resultados. Pfiffner, F et al. (63) tampoco hallaron diferencias significativas en un estudio en el que evaluaron, entre otros aspectos, la inteligibilidad en condiciones de silencio para 20 participantes entre estos dos dispositivos. En cambio, sí que existieron diferencias estadísticamente significativas entre los umbrales del Power[®] y los del Intenso[®] ($p < 0.01$), siendo mejores para el primero. La explicación podrían ser dada por la existencia de unos umbrales tonales peores de base con VO ≤ 55 dB, por lo que en estos casos, el uso de un procesador

más potente, programable y con un mejor tratamiento de la señal podría proporcionar una mayor ganancia y constatar las diferencias encontradas.

Otro de los aspectos que tuvimos en cuenta para valorar la inteligibilidad fue el porcentaje de discriminación a 65 dB (% D 65 dB). Si atendemos a los datos de comprensión promedio que obtuvimos, el porcentaje de aciertos mejoró un 45.18 %, pasando del 17.41 % de aciertos sin ayuda auditiva al 62.59 % cuando el participante usó el DAO. Siegert, R (111), en un estudio que realizó con 12 pacientes con criterios audiológicos similares a los nuestros, tuvo una mayor ganancia en percepción verbal a 65 dB, pasando de 12.9 % sin ayuda a 72.1 % con el dispositivo. Aunque hay que decir que Siegert en su estudio contemplaban $VO \leq 40$ dB, mientras nosotros incluimos pacientes hasta ≤ 55 dB, motivo que seguramente, junto con el uso de pseudopalabras, explique el menor porcentaje de aciertos de nuestro estudio. En otro estudio, Mojallal, H et al. (96), refiere porcentaje de aciertos levemente menores, 56 % y Ricci et al.(98) en un estudio con 47 pacientes describe un porcentaje medio de 64 %, levemente mayor que el nuestro, además en este caso la intensidad de presentación fue a 60 dB. Cuando lo dividimos en dos grupos, HM e HT, vimos que la tónica general fue la misma que en lo referente al URV. Se alcanzaron mejores parámetros de inteligibilidad en el grupo de hipoacusia de transmisión que en el grupo de hipoacusia de mixta,

obteniendo mayores porcentajes de aciertos con una diferencia del 23.43 % ($p < 0.01$, tabla 14 y 15).

El porcentaje de discriminación máxima (% $D_{\text{máx}}$) utilizando el DAO fue del 92.59 % de media. Observándolo desde el tipo de hipoacusia, pese a que las diferencias no fueron significativas ($p = 0.09$) se reafirma con el mismo argumento utilizado en los párrafos anteriores, que el uso de los DAO en hipoacusia de transmisión ofrece mejor inteligibilidad que en hipoacusia mixta, con un 6.24 % de diferencia entre ambos. En este caso, el valorar a intensidades altas este parámetro podría haber hecho que los participantes se alcanzaran la máxima salida de señal de estos dispositivos, haciendo que las diferencias entre ambos se redujeran. Es probable que para una presentación que estuvo entre 80 y 90 dB, hubiese un efecto techo ya que el rendimiento estaba por encima del 90 % para ambas condiciones. Es importante destacar que este resultado demuestra el beneficio de los DAO como una intervención óptima para personas con hipoacusia mixta, cuya VO esté dentro del rango estudiado en este trabajo, ya que puede proporcionar un rendimiento de más de 80% del reconocimiento de voz en niveles de conversación normales sin señales visuales, gramaticales o contextuales (64). Otros estudios nombrados anteriormente también reportan niveles de inteligibilidad muy elevados, entre la situación sin ayuda auditiva y con el uso de los diferentes DAO empleados, con mejorías del 51.2 al 84.1 % (102, 104-106).

Si comparamos los resultados del URV, % D a 65 dB y %D_{máx} con los umbrales tonales vía ósea obtenidos en la ATL sin ayuda auditiva, observamos que existió una correlación lineal significativa. Siendo una correlación positiva y fuerte con el URV, lo que significa con una vía ósea con peores umbrales se obtiene un URV mayor. Hallándose una relación en nuestro estudio de que por cada 0.8562 dB que aumenta la VO, se espera un empeoramiento de 1 dB del URV. Por otro lado, como es congruente, la correlación significativa entre las variables % D a 65 dB y %D_{máx} con el UFC vía ósea fue negativa, traduciéndose con que a menor VO mayor porcentaje de aciertos. Por tanto, teniendo en cuenta estas correlaciones, se podría usar el UFC ósea para predecir, con cierto grado de seguridad, el rendimiento de un futuro usuario DAO.

Siguiendo con la percepción verbal, en concreto con la inteligibilidad alcanzada con estos dispositivos, tras realizarse 3 AV con incrementos progresivos de intensidad (UFC + 30 dB, UFC + 40 dB y UFC + 50 dB), a medida que aumentamos la intensidad en la AV, el porcentaje de acierto también lo hizo (63.7 %, 85.19 % y 91.85 %, respectivamente). De tal forma que prácticamente el porcentaje de discriminación añadiendo 50 dB sobre el umbral coincide con el % D_{máx} (91.85 % vs 92.59 %; p-valor < 0.05). Si valoramos la inteligibilidad alcanzada en las AV para el grupo de HT e HM, observamos que los porcentajes de acierto fueron similares. Debemos tener en cuenta que las intensidades para cada tipo de

hipoacusia difieren, ya que la UFC media utilizada en el grupo de HT fue de una intensidad media de aproximadamente 20 dB menor que en el grupo de HM. La explicación a que los porcentajes de aciertos fueran similares entre ambos grupos (HT e HM), puede ser debida a que al sumar las intensidades sobre el UFC (UFC + 30 dB, UFC + 40 dB y UFC + 50 dB) y partiendo de que para la hipoacusia de transmisión este UFC era menor, podría existir una compensación entre ambos grupos a favor de la HM y por tanto, los porcentajes de aciertos compensarse (ver Figura 20). Otro de los motivos podría ser el reflejado en los estudios de Lustig et al. (42) en los que refieren mejorías del componente neurosensorial en las hipoacusias mixtas por lo que esto facilitaría una mejoría de la inteligibilidad, atenuando en cierto modo el reclutamiento. Nuestros datos son levemente menores que los presentados por Flynn et al. (64) en un estudio en el que valoró en 20 adultos la inteligibilidad mediante audiometrías verbales en silencio con intensidades a 50, 65 y 80 dB, cuyos resultados fueron 35, 80 y 97 %, respectivamente.

Nuestros datos los dividimos por tipo de dispositivo utilizado y lo estructuramos por parejas, de tal forma que quedó el dispositivo antiguo con su sustituto moderno, o sea: BP 100[®] vs Divino[®] y Power[®] vs Intenso[®]. Descubrimos que cuando el DAO utilizado fue el más moderno, en ambos casos, el porcentaje de aciertos fue mayor que cuando se utilizó la prótesis antigua, para cada una de las intensidades testadas siendo casi

estadísticamente significativo (p-valores = 0.053) para BP-100[®] vs Divino[®], y significativo para Power[®] vs Intenso[®] (p-valor < 0.05). Pese a que se mantuvo la ausencia de significación estadística entre la pareja BP-100[®] vs Divino[®], observamos que sí existieron mejores parámetros de inteligibilidad para el DAO más moderno y programable. Para UFC + 30 dB, aumentó el porcentaje de aciertos prácticamente un 13 % en favor del BP-100 sobre el Divino. Cuando el DAO utilizado fue el Power[®] esta diferencia fue del 4.64 % sobre el Intenso[®]. Para UFC + 40 dB, los porcentajes de acierto aumentaron un 8.12 % con el BP-100 y un 5.85 % con el Power[®], respecto de sus DAO homólogos. Para UFC + 50 dB, los porcentajes fueron muy similares, 94.58 % con BP 100[®] y de 94.78 % con Divino[®]. Cuando el DAO utilizado fue el Power[®] se alcanzó un beneficio de 3.78 % sobre el Intenso[®]. De este modo, los dispositivos digitales ofrecen una mayor tasa de inteligibilidad, siendo esta más acentuada en UFC + 30 dB y UFC + 40 dB. En UFC + 50 dB, observamos en las cuatro situaciones porcentajes de aciertos elevados y unas diferencias entre los DAO reducidas, esto se puede explicar porque trabajamos a intensidades elevadas con medias de 81.89 ± 10.03 para HT y 87.28 ± 8.81 para HM, hecho que acercaría al porcentaje máximo de discriminación y, probablemente, al límite del rendimiento de los procesadores, “efecto techo” (Tabla 16). Hay que destacar, que en los resultados de este estudio el efecto de programación de los procesadores

más modernos, BP-100[®] y Power[®], no se ha controlado. Generalmente, vemos que estos DAO obtienen mejores valores que sus homólogos, esto podría ser por el dispositivo en sí o por el efecto de la programación personalizada que se realiza. Para indagar sobre este aspecto, sería recomendable un estudio diseñado para este fin.

El umbral cómodo (U_{com}), fue la intensidad comfortable que consideraron los participantes después de realizar las AV. Este U_{com} , tuvo una media de 79.2 ± 7.72 dB. Teniendo en cuenta sus valores según tipo de hipoacusia, en el grupo de HT el U_{com} fue de 70.26 dB, y en el grupo de HM de 80.93 dB. Pudiendo decir que los usuarios de los DAO con el diagnóstico de HM percibieron como U_{com} una media de intensidad 10.67 dB mayor que los usuarios del grupo HT. O lo que es lo mismo, los participantes con diagnóstico de HT necesitaron una menor intensidad para percibir una óptima sensación de inteligibilidad y confort que los diagnosticados de HM ($p < 0.01$).

Estos datos los dividimos por tipo de dispositivo utilizado, y lo estructuramos por parejas: BP 100[®] vs Divino[®] y Power[®] vs Intenso[®], descubrimos que cuando el DAO utilizado fue el más moderno, en ambos casos, el U_{com} fue menor que cuando se utilizó la prótesis más antigua. Con BP-100[®] el U_{com} medio correspondió a 2 dB menos que con el Divino. Cuando el DAO utilizado fue el Power[®] se alcanzó de media un

U_{com} 2.82 dB menor que con el Intenso[®]. Que el U_{com} sea menor cuando los DAO son más modernos, cumple con lo visto hasta ahora obteniendo mejor inteligibilidad (URV, % D, % aciertos en las AV en silencio). Aunque en este caso no se obtuvo diferencias estadísticas significativas.

Todas estas variables vistas en el apartado de inteligibilidad en situación ideal de silencio, las comparamos entre los pacientes que alcanzaron un cierre del GAO y los que no lo consiguieron, con el propósito de observar y describir qué umbrales tonales presentaban y qué parámetros de inteligibilidad alcanzaban. Lo que evidenciamos fue que a nivel tonal presentaron unos umbrales vía ósea, vía aérea y un GAO muy similar entre ellos; en cambio, los pacientes que alcanzaron a cerrar el *gap* sí mostraron mejor inteligibilidad en todas las variables estudiadas, (ver tabla 23), hallándose mayores porcentajes de aciertos en las diferentes AV y menores intensidades en el URV y en el umbral cómodo (U_{com}) (p -valor < 0.05). No observando, a priori, una relación con la magnitud del *gap*, pero sí con el cierre o no de éste.

– *Inteligibilidad con ruido de enmascaramiento.*

Para el paciente, la situación más común y exigente es percibir el habla en un ambiente ruidoso. Por lo que otro hecho que quisimos valorar fue cómo se vería afectado el resultado si la percepción del habla incluía un ruido de fondo. Lo que diferenció nuestro procedimiento de los que

habían publicados (78, 112-114) fue que empleamos modos e intensidades de enmascaramiento diferentes. Los resultados del estudio de Lee JY, et al. (115) muestran que la inteligibilidad con ruido de fondo es significativamente diferente dependiendo del tipo de ruido, SNR y la edad; concluyendo que los resultados sugieren que la distribución de frecuencias, la fluctuación de amplitud, el enmascaramiento de información, y la cognición pueden ser factores subyacentes importantes que determinan el rendimiento del reconocimiento del habla en ruido. Como respuesta a nuestro objetivo, determinar el rendimiento de los DAO ante condiciones de ruido, obtuvimos que a SNR + 10 dB, tanto para el ruido blanco como para el ruido cotidiano, un porcentaje de aciertos similar alrededor del 50 % ($p < 0.01$), correspondiendo al umbral de recepción verbal con ruido de fondo (SNR_{50}). Existen diferentes trabajos que incluyen la relación señal/ruido en su batería de pruebas, por ejemplo en un estudio sobre 14 pacientes publicado por Kurz et al. (116) coincide totalmente con nuestros resultados hallando el 50% de aciertos a SNR + 10 dB. En otro trabajo presentado por el mismo autor (117), pero incluyendo 20 pacientes comparando los resultados de inteligibilidad con ruido de fondo entre el Divino[®] y el BP-100[®], obtiene un 50 % de aciertos entre SNR + 6 y SNR + 8, siendo levemente mejores estos resultados que los nuestros, pero concluyendo también que pese a que el BP-100 obtuvo mejores resultados, no encuentra diferencias

estadísticamente significativas cuando la señal fue S_0N_0 (señal y ruido por la misma dirección), como fue en nuestro caso. Cuando se aumentó el ruido respecto a la señal, $SNR + 0$ dB y $SNR - 5$ dB, en ambos ruidos de enmascaramiento descendió el porcentaje de aciertos pero de forma diferente. Si observamos cuando utilizamos ruido cotidiano, se alcanzó de promedio un 29.63 % de aciertos en la AV a $SNR + 0$ dB y un 11.11 % de aciertos cuando la AV fue a $SNR - 5$ dB, siendo significativo este descenso de inteligibilidad (p -valor < 0.01). En cambio, cuando el ruido fue blanco el porcentaje de aciertos empeoró ($SNR + 0$ dB un 13.33 % de promedio y $SNR - 5$ dB un 1.35 %, no siendo estas significativas p -valor 0.621 y 0.29, ver tabla 18).

Esta diferencia en la inteligibilidad hallada, donde se observa que cuando se aumenta la intensidad de ruido respecto a la señal disminuye menos la inteligibilidad con el ruido cotidiano, se podría deber varios factores como propugnó Lee JY et al. Por un lado este ruido cotidiano es un sonido fluctuante en el tiempo, desde el punto de vista de la intensidad y en cuanto a su rango de frecuencias, por lo que en determinados momentos el nivel de enmascaramiento que ejerce puede ser menor y facilitar una mayor inteligibilidad. Por otro lado, el otro ruido de enmascaramiento usado, el ruido blanco, es un ruido panfrecuencial, constante y sin fluctuaciones de intensidad, por lo que su nivel de enmascaramiento es mayor al del ruido cotidiano utilizado, produciendo

probablemente una menor inteligibilidad cuando el ruido iguala ($SNR + 0$ dB) o supera la señal ($SNR - 5$ dB).

En este caso al analizarlo por grupos de hipoacusia, HT e HM, no se observaron diferencias estadísticamente significativas entre ellos. Por último, en cuanto a los tipos de dispositivos empleados, más allá de los resultados audiológicos de nuestra investigación, observamos que la inteligibilidad con ruido de enmascaramiento depende del tipo de procesador. Comentar, que excepto en ruido blanco a $SNR - 5$ dB donde los porcentajes de acierto son tan bajos que no se pueden usar para comparar por el probable “efecto suelo” que produce la relación señal-ruido, en ambos ruidos de enmascaramiento y en el resto de las SNR , tanto el BP-100[®] como el Power[®] obtuvieron mejores porcentajes de acierto que sus homólogos, Divino[®] e Intenso[®]. Aunque tan solo el Power[®] obtuvo diferencias significativas con el Intenso[®] (p -valor < 0.01) cuando el ruido de enmascaramiento fue el cotidiano. Hecho que tendría una tendencia positiva con lo visto hasta el momento, en el que partiendo de un escenario audiológico peor, como son los candidatos a indicarse estos tipos de DAO, un dispositivo programable con un ajuste más específico para cada individuo puede generar una mayor ganancia en una situación audiológica desfavorable.

ATENUACIÓN

– *Estimulación transcutánea vs percutánea.*

Con los datos de las ATL y de las AV, buscamos respuestas a otro de nuestros objetivos del estudio, caracterizar la posible atenuación del estimulador-diadema durante la evaluación preimplante. Esta cuestión tiene una gran relevancia clínica, pues esta información puede tenerse en cuenta a la hora una correcta indicación, para estimar unos resultados más reales. Como era esperado, los datos preoperatorios se correlacionan con los obtenidos mediante el estímulo percutáneo, sólo que en este último caso, los umbrales tonales y los parámetros de inteligibilidad estudiados mejoraron.

La atenuación de la señal que ofrece la piel, tejido subcutáneo y músculo que se interpone entre el simulador y el hueso, cuando realizamos los test previos en los candidatos a los DAO ha sido evaluada en unos pocos estudios, en los cuales se concluye que la amplificación efectiva disminuye (118). Estos estudios muestran una atenuación de la señal sobre todo a frecuencias agudas y una peor inteligibilidad cuando el estímulo es transcutáneo que percutáneo (119, 120).

Zarowski AJ (36), realizó un estudio realizado similar al nuestro pero con 14 pacientes, donde observó para cada paciente las diferencias tonales en las ATL y aspectos de inteligibilidad, comparando la estimulación percutánea con la transcutánea, obteniendo diferencias tonales en el rango de 5 a 20 dB que se iban incrementando a partir de 1 KHz, a favor de la estimulación percutánea, así como un URV que mejoró entre 4 y 7 dB, congruentes con las diferencias tonales de 6 dB que se habían hallado a frecuencias medias (1000 y 2000 Hz). En nuestro caso, lo que obtuvimos respecto a VO (B-71), fue que existió una mejoría en el umbral que fue desde 1.55 dB hasta los 7.89 dB de diferencia dependiendo de la frecuencia, siendo a 2000 Hz la mayor mejoría, cuando la estimulación ósea fue percutánea y osteointegrada (DAO). En 500 Hz, igual que en el estudio de Zarowski, no observamos diferencias. Con el mismo dispositivo pero cuando la estimulación vía ósea fue transcutánea empeoraron levemente los umbrales en la práctica totalidad de las frecuencias, la única frecuencia testada en la que mejoró levemente el umbral fue también 2000 Hz con 0.19 dB.

Los datos de nuestro estudio coinciden parcialmente con los publicados hasta la fecha. Decimos parcialmente porque al realizar una comparativa entre ambos modos de estimulación, percutánea y transcutánea, se evidenció una mejoría cuando el estímulo fue con el DAO en todas las frecuencias con ganancias desde los 1.84 dB hasta los 7.7 dB. Los datos

obtenidos en las frecuencias 1000, 2000 y 3000 Hz aportan las mayores diferencias en los umbrales tonales entre el DAO y el simulador ($p < 0.01$), disminuyendo estas diferencias en ambos extremos, 500 y 4000 Hz, en los que de hecho, no eran significativas ($p = 0.339$ y 0.07). En cambio, pese a que diferentes autores confirman esta mejoría en los umbrales para el estímulo percutáneo respecto al transcutáneo, sobre todo en frecuencias agudas, hallan mayores diferencias en cada una de las frecuencias testadas que las observadas por nosotros. Por poner otro ejemplo, Verstraeten, N (121), habla de una atenuación de la señal entre 13 y 17 dB en el intervalo 1 – 4 KHz o Hakansoon et al. (122) que mostraron en un grupo de 7 pacientes, diferencias entre 16 y 28 dB entre las frecuencias 250 – 6000 Hz. De todos modos, la literatura señalada no es muy relevante para compararla con nuestros resultados ya que estos estudios se realizaron con DAO más clásicos y con menores capacidades tecnológicas o de tratamiento de la señal.

La ganancia que obtuvimos a favor del estímulo percutáneo, fue mayor en las frecuencia 2000 y 3000 Hz con 7.7 y 6.88 dB de diferencia, variando de lo publicado hasta la fecha, donde las mayores diferencias se hallan hacia frecuencias más altas, en torno a 4000 Hz, estando establecido el concepto de, a frecuencia más aguda, mayor atenuación de la señal. Esta mejoría de umbrales en frecuencias medias (1000, 2000 y 3000 Hz) se correlacionan con los publicados por Piffner F (79), y Stenfelt S (123), y

podría tener relación con las propiedades del procesador de los DAO que tienen una salida de la señal máxima en torno a estas frecuencias, muy importantes para una buena comprensión de la palabra (124).

En cuanto al URV, tras realizar AV en las diferentes situaciones ya detalladas, éste fue menor cuando la estimulación por vía ósea fue de forma percutánea que con la transcutánea, necesitando 3.52 dB ($p < 0.01$) menos. Esto quiere decir que necesitaron menor intensidad para comprender correctamente el 50% del mensaje enviado y, por tanto, un parámetro de inteligibilidad mejor. Este URV también es menor que el hallado por Zarowski et al, que oscilaba entre 4 y 7 dB, dependiendo de si se trataba de la diadema o la banda auditiva. Si atendemos a los resultados sin ningún tipo de ayuda auditiva y el mensaje vía aérea, se obtuvo un URV de 80.31 dB. Se observó, por tanto, respecto de la condición sin ayuda auditiva una mejoría de la inteligibilidad con el uso de la prótesis auditiva, siendo mayor cuando el estímulo se enviaba de forma percutánea, alcanzando una ganancia media de 35.37 dB, y de 31.85 dB con estímulo transcutáneo ($p < 0.01$). Si lo discutimos desde el punto de vista del tipo de hipoacusia, ya sabíamos que en el grupo de HT se obtuvo un URV con el simulador y con el DAO menor que en el grupo de HM ($p < 0.01$), con unas diferencias entre ambos tipos de estimulación de 5 y 3.07 dB, respectivamente para cada tipo de hipoacusia.

Tras realizar AV a intensidad U_{com} sin ningún tipo de ayuda auditiva, la cantidad de aciertos fue del 43.9 %. Teniendo en cuenta que la intensidad U_{com} media fue de 79.2 dB, este porcentaje era congruente con los datos obtenidos hasta ahora cuando el participante no disponía de ayuda auditiva (donde el URV era de 80.31 dB y a 65 dB obtenía de media 17.41 % de aciertos, ver tabla 13). En cambio, cuando las AV se realizaron con el dispositivo del participante, estos porcentajes de aciertos aumentaron considerablemente, pasando a un 77,2 % de aciertos con el estímulo transcutáneo y, mejorando un 11.9 % sobre el simulador, hasta un 89,1 %, cuando el estímulo fue percutáneo.

Con todos estos datos de umbrales tonales de la ATL, URV e inteligibilidad a U_{com} , para los dos tipos de estimulación percutánea y transcutánea, pudimos observar que cuando el estímulo fue de forma percutánea los valores eran audiológicamente mejores, obteniendo umbrales tonales menores y mejores índices de inteligibilidad, con menor URV y mayores porcentajes de acierto. Cuando la estimulación fue de forma transcutánea, probablemente por la interposición del tejido blando entre dispositivo, el transductor de la señal y el hueso hicieron que la transmisión de la señal se atenuara. Esta atenuación, fue incrementándose a medida que la frecuencia se hacía aguda, con un pico en 2000 Hz. Como vimos en nuestro estudio y coincidiendo parcialmente con lo publicado a este respecto, la atenuación de la señal depende de la

frecuencia. Esta atenuación de la transmisión sonora por la interposición del tejido blando y por la falta de osteointegración, repercuten en la percepción tonal ya que necesitan más intensidad para hallar el umbral y, además, esto se traduce en una peor inteligibilidad.

En el estudio de Zarowski et al., comentado con anterioridad, se obtienen unas ganancias en los umbrales tonales entre 5 y 20 dB para las frecuencias 1 – 4 Khz, que reflejaron ganancias en las AV, tanto en el URV, mejorando de 4 a 7 dB, como con el $D_{m\acute{a}x}$, incrementándose en un 20 – 40 %. Por lo que respecta a nuestros datos, las diferencias fueron menores. Mejoras en los umbrales tonales aproximadamente entre 2 y 7 dB, se traducen en diferencias en el URV de 3.52 dB y estas diferencias, se tradujeron en un incremento de un 12 % de aciertos en la AV intensidades altas (U_{com}). Sobre este hecho, hay que aclarar que en nuestra investigación tan sólo evaluamos el oído portador del DAO, existiendo 30 casos donde la hipoacusia era unilateral y, por tanto, el oído contralateral tenía una mejor VO. El hecho del enmascarar dicho oído para la determinación de los umbrales, atenuó la estimulación transcraneal de la cóclea contralateral por lo que, probablemente, los umbrales obtenidos fueron menores (125, 126).

Por todo esto, sugerimos que durante el estudio preoperatorio apliquemos un factor de corrección a la intensidad al realizar las AV de + 5 dB, para

que los resultados se asemejen a la realidad. Otro de las sugerencias podría ser utilizar un dispositivo de mayor potencia para los test previos a la indicación del DAO. Los DAO tienen la ventaja, con respecto a otros dispositivos de ayuda auditiva implantables, que pueden prever el resultado final: porque existe un simulador, y porque además, ahora conocemos cuál sería el factor de corrección aproximado, ofreciendo mucha seguridad en la clínica audiológica. Esto no pasa por ejemplo con el IC, ni mucho menos en cirugías reconstructivas de oído medio.

DISCRIMINACIÓN DE FRECUENCIAS:

– *Tonos puros y sonidos armónicos.*

Como describimos en el apartado de metodología correspondiente a este aspecto, denominamos "umbral diferencial", "umbral de discriminación" o "diferencia mínimamente perceptible" la capacidad de discriminar la entre dos estímulos que existen entre ellos una diferencia frecuencial mínima detectable (90). Hay que decir que observamos dos patrones claramente diferenciados entre ambos tipos de sonidos, los armónicos y los tonos puros, en lo que se refiere a esta diferenciación.

Para comenzar a distinguir sonidos, nos referimos a las diferencias mínimas perceptibles que son unidades utilizadas desde Weber, Fechner

o Stevens (127) para medir los umbrales de la audición. Resultan importantes en estudios de percepción porque miden la capacidad de resolución del oído y los límites de la audición, y también en ingeniería lingüística porque definen con cuánta precisión deben cuantificarse los parámetros del habla para la transmisión de datos. En frecuencias, somos capaces de percibir diferencias mínimas que van de 0,5 a 2 Hz, aunque se considera que por debajo de 1000 Hz, las diferencias mínimas perceptibles son de 1-3 Hz. Existe como concepto clásico que el sistema auditivo actúa como un conjunto de filtros superpuestos; estos filtros son más estrechos en frecuencias graves y más anchos en frecuencias agudas, son las llamadas bandas críticas (128).

El tono es una de las sensaciones auditivas primarias, junto con la sonoridad y el timbre. En música, secuencias de tonos definen una melodía, y combinaciones simultáneas de tonos una armonía. En el habla, la subida y bajada de tonos ayudan a definir la prosodia y el significado de las palabras. En entornos acústicos complejos, diferencias en el tono pueden ayudar a los oyentes a separar fuentes sonoras y dar significado (129). Por este motivo, creímos interesante estudiar esta parte de la percepción en estos tipos de DAO.

En la discriminación de intervalos de tonos puros, el patrón de acierto/error fue diferente al observado en los armónicos. Coincidiendo

con lo publicado sobre este aspecto evidenciamos que, como norma, a medida que se amplió el intervalo de frecuencias los porcentajes de acierto aumentaron, pero observamos una tendencia para cada una de las tres series de frecuencias estudiadas. Además, cumpliendo con lo descrito por Moore et al. (130) hallamos mayores porcentajes de discriminación en la serie tonal más grave, correspondiente a 500 Hz, seguido de la serie con un tono de referencia medio, 1000 Hz, y con porcentajes de discriminación menores para el tono de referencia estudiado más agudo, 2000 Hz. Obteniendo a 500 Hz porcentajes de acierto que llegaron a superar el 50 % de aciertos a ± 12 Hz de diferencia, con un máximo a -15 Hz del 85 %. Se obtuvo un patrón similar para 1000 Hz, aunque ligeramente menor en porcentaje de discriminación. Cuando utilizamos la frecuencia 2000 Hz, pese a ampliar los intervalos de frecuencias llegando hasta ± 25 Hz de diferencia y seguir el mismo patrón descrito anteriormente, los porcentajes fueron menores llegando a aproximarse al 20-25 % de aciertos. No observamos ninguna asociación ni diferencia entre los porcentajes de discriminación en cuanto al tipo de hipoacusia (HM vs HT) ni con el tipo de dispositivo utilizado.

Continuado con los tonos puros, observamos que en las tres frecuencias testadas el máximo porcentaje de discriminación se obtuvo en el último intervalo correspondiente a -15 Hz, en 500 y 1000 Hz, y -25 Hz en 2000 Hz. Hay que recordar que la presentación de las parejas de tonos fue en

orden descendente desde la frecuencia más aguda hasta la más grave y los porcentajes de discriminación fueron mayores cuando se comparó con un tono más grave que cuando se utilizó un tono con la misma diferencia frecuencial pero más agudo. Una explicación a este menor porcentaje de aciertos en el intervalo más agudo pudiera ser por varios motivos, como que al tratarse de la primera pareja a comparar pudiera generar dudas que, junto con la falta de entrenamiento del participante, hiciese que este porcentaje disminuyese.

Por lo que respecta a los porcentajes de acierto, si ponemos un nivel de corte significativo en un 50 %, evidenciamos que comenzaríamos a encontrar una detección consistente sobre la frecuencia 500 Hz a partir de +/- 12 Hz. En la frecuencia 1000 Hz a - 15 Hz, quedándose al borde del 50% a + 12Hz. Finalmente, en la frecuencia 2000 Hz, no consideramos que exista, dentro de los intervalos estudiados, un umbral diferencial en lo que a la discriminación se refiera. Si atendemos a los criterios usados por Marrero V (128), en el que se acepta como significativo un acierto mayor o igual al 75 %, tan sólo observaríamos esta detección de diferencia en la frecuencia 500 Hz cuando se comparó con la frecuencia 485 Hz, diferencia de - 15 Hz, no hallando diferencias en el resto de intervalos de las diferentes frecuencias. No hemos encontrado ningún estudio con DAO que estudie estos parámetros.

Cuando hablamos de estimulación sonora por vía ósea hay que pensar que la entrada de la señal al audífono es en sonido, que se mide en dB SPL (nivel de presión sonora en decibelios relativa del 20 microPa). En cambio, la salida de la señal del dispositivo es mediante vibraciones que se miden en dB OFL rel 1 μ N (decibelios con nivel de fuerza relativa a 1 micro Newton). Por tanto, pese a que obtienen detecciones frecuenciales más que aceptables, hay que tener en cuenta que la estos DAO efectúan una estimulación mecánica y ésta podría estar en relación con una menor selectividad frecuencial.

En cuanto a los sonidos armónicos, no hemos encontrado ningún estudio con DAO en el que se evalúe la discriminación de estos, en cambio si existen algunos similares publicados con otros dispositivos como los implantes cocleares (IC). Una de los métodos más utilizados para medir la percepción de sonidos musicales es el clasificarlos (*pitch ranking*). En nuestro estudio se evidenció una alta detección de diferencia con porcentajes superiores al 80 % en la práctica totalidad de los intervalos, incluyendo la diferencia mínima que fue de ± 1 semitono. Lo que hace de estos dispositivos que aporten una buena calidad sonora para la discriminación musical. Esta alta tasa de aciertos puede ser debida a que los intervalos utilizados tienen unas diferencias de hercios relativamente grandes, si la comparamos con los intervalos que utilizamos para los tonos puros. Hablamos de que partimos de una diferencia mínima de 25

Hz hasta alcanzar un máximo de 114 Hz. Otro de los motivos para esta buena discriminación, podría ser que al tratarse de sonidos armónicos, como dice su nombre, estos se componen de su frecuencia fundamental (f_0) y sus armónicos, generando por tanto una composición con una mayor riqueza tonal que la que se genera con un tono puro y pudiendo hacer más fácil su reconocimiento. No observamos ninguna asociación ni diferencia en los porcentajes de discriminación en cuanto al tipo de hipoacusia (HM *vs* HT) ni entre el tipo de dispositivo utilizado. Si observamos los estudios que existen en paciente con IC sobre este aspecto, en líneas generales podemos decir que los DAO, observando los resultados que obtuvimos, proporcionan niveles mayores de discriminación que los obtenidos en los publicados con IC. Por citar algunos ejemplos, Fujita et al. (131) en un estudio con 8 pacientes refieren un umbral de discriminación amplio, que varía desde los 4 semitonos a 2 octavas, teniendo en cuenta que el umbral respondía a un 80% de detección correcta. Looi et al. (132), en otro estudio, publica que los participantes con IC fueron incapaces de discriminar las notas por debajo de 3 semitonos, afirmación a la que se suma McDermott et al (133). Finalmente, Wang et al. (134) concluyen que de media los usuarios de IC necesitaron 6 semitonos de diferencia.

PERCEPCIÓN SUJETIVA

– *Cuestionarios GBI y APHAB.*

Para finalizar con el análisis perceptivo, respondiendo al último de nuestros objetivos secundarios, determinar la posible mejoría subjetiva en la calidad de vida de los usuarios de estos DAO, podemos afirmar que nuestros resultados en los cuestionarios GBI y APHAB muestran que el uso del DAO tiene relación con una mejoría de la calidad de vida y con un beneficio auditivo, como se aprecia también en otros estudios (135, 136).

Por lo que respecta a nuestros resultados en el GBI, en todas las escalas se obtuvo una puntuación positiva, traduciéndose en que el uso del DAO produce una mejoría subjetiva en las categorías preguntadas, con una valoración total de + 36.33 puntos, dentro de una puntuación posible de – 100 a + 100. Detallándolo por escalas, la mayor puntuación como hemos dicho fue la subescala general, seguida por la social y la subescala física, en esta última la puntuación fue la menor (ver tabla 29). Revisando los artículos publicados sobre el cuestionario GBI, observamos que los resultados fueron muy similares. Dutt et al. (137), dentro del programa de osteointegración de Birmingham en el año 2002, enviaron el cuestionario al domicilio de los pacientes implantados DAO, respondiendo a éste 227 usuarios. Los resultados revelaron que el uso del DAO mejoraba

significativamente el bienestar general, el estado de salud del paciente y, finalmente, fue considerado un éxito por los pacientes y sus familias. Posteriormente, McLarnon, CM (138), en 2004 trató de ver si entre los diferentes grupos diagnósticos había diferencias de puntuación. Pasó retrospectivamente el cuestionario a 94 usuarios y, en líneas generales, los resultados que obtuvo fueron similares a los obtenidos en nuestro estudio. Con puntuaciones totales que variaron desde los + 20 hasta los + 45 puntos y coincidiendo con que la mayor puntuación fue en la escala general. Recientemente Lekue, A et al. (135), publicaron en 2013 un estudio similar al de McLarnon, con resultados muy similares a los nuestros, En este caso también la puntuación media fue positiva para todas las subescalas, con una valoración total de + 38, y siendo la subescala general la mejor puntuada con + 51, siguiéndole la social con + 15 y, finalmente, la subescala física con +7. Concluyendo que el uso de DAO aporta una mejoría en la calidad de vida, sobre todo en los grupos con hipoacusia de transmisión y mixta.

En nuestro caso, no lo dividimos por diagnóstico clínico sino que lo observamos desde el punto de vista del tipo de hipoacusia, HT e HM, y de la clase de DAO utilizado. No existiendo diferencias estadísticamente significativas según la hipoacusia ($p = 0.227$), y tan sólo, encontrándose entre el DAO Power[®] e Intenso[®]. La práctica no presencia de diferencias estadísticamente significativas se puede deber a que la finalidad del DAO,

tanto para la HT como la HM, es la misma y es la amplificación de la señal para obtener una ganancia auditiva. Por ello, el grado de satisfacción que perciban los usuarios sea muy similar para cada uno de ellos. Un hecho diferente hubiese sido el incluir usuarios con la indicación del SSD, en este caso tendría más sentido que existiesen diferencias significativas, ya que su finalidad ya no es la amplificación de la señal para intentar cerrar el gap existente y mejorar sustancialmente la inteligibilidad, sino crear una especie de pseudobinauralismo disminuyendo el efecto sombra que crea la cabeza. Autores como Lekue (135), Saroul et al. (139) y Tringali et al. (140) evidenciaron estas diferencias.

Tras realizar el APHAB y obtener los resultados (ver tablas 30 y 31), existió un beneficio positivo para las subescalas de FC, RV y RF, con una media de porcentajes en torno al 50-55 %. En la subescala de AR, con el uso del DAO la cantidad de problemas fue mayor que sin el uso de estos, dando como beneficio un balance negativo de - 16.52 %. Este dato negativo era el esperable, ya que la subescala AR mide la cantidad de problemas relacionados con la aversión al ruido, situaciones con sonidos ambientales degradables que puedan causar molestias audiológicas al usuario. Puesto que los participantes en este estudio padecían hipoacusia, la cantidad de problemas sin el uso del DAO disminuía sustancialmente ya que la intensidad percibida era menor, en cambio, con el uso del DAO

sí que se incrementaron los problemas o dificultades referidas en los cuestionarios, ya que la señal de entrada estaba amplificada por estos dispositivos. Autores como Nelissen, RC et al. (141) o Boleas-Aguirre, MS et al. (136), coinciden plenamente con lo descrito anteriormente. De Wolf et al. (142), hicieron una evaluación retrospectiva con cuatro cuestionarios, siendo uno de ellos el APHAB, obteniendo beneficios ligeramente menores que en nuestro estudio, rango del 39 al 58 %. Pese a que coincide parcialmente con lo nuestro, uno de los motivos por los que observaron menores porcentajes de beneficio pudiera ser porque su muestra tenía una media de edad de 75 años (62 – 93 años), por lo que el componente neurosensorial acompañante a la hipoacusia, típico de la edad, presumiblemente haría que el rendimiento de los DAO fuese menor que en nuestra muestra donde la edad media fue de 61.43 años (43 – 77 años). Sin embargo, una conclusión general, es que la percepción de problemas que se tienen referentes a la condición sin ayuda se considera ligeramente peor en sesiones posteriores al uso del DAO. Esto podría ser debido a que los pacientes son más conscientes de sus dificultades sin ayuda, al que se suma el hecho de participar en el estudio.

Entre el grupo de HT e HM, no hubo diferencias estadísticamente significativas en cuanto al beneficio. En cambio, si se vieron diferencias cuando no se usaba el DAO, obteniendo el grupo HT menores porcentajes de problemas que el grupo HM. Esto sería congruente con lo visto hasta

ahora, ya que el grupo HM asocia un componente neurosensorial que, a priori, presenta más dificultades auditivas. En cambio, estas diferencias no están presentes con el uso del DAO. Para justificar esto nos basamos en el argumento descrito con anterioridad en el que citábamos que la finalidad del DAO, tanto para la HT como la HM, es la amplificación de la señal para obtener una ganancia auditiva. Por ello, el grado de satisfacción que perciban los usuarios será muy similar.

Por lo que respecta a la clase de DAO, existen diferentes artículos que hablan sobre este tema con resultados dispares. Pffifner et al. (63), comparan en 20 pacientes los resultados entre el Divino[®] y el BP-100[®], utilizando el APHAB para abordar la esfera del beneficio subjetivo. Concluyendo que el BP-100[®] ofrece diferencias estadísticamente significativas respecto al Divino[®], en las subescalas de ruido de fondo y reverberación. En cambio, Boleas-Aguirre, MS (136), en un estudio con 38 adultos no encontró diferencias entre los DAO utilizados. En nuestro caso, tan sólo encontramos diferencias significativas, en la subescala de facilidad de comunicación y de ruido de fondo, entre el DAO Power[®] e Intenso[®]. Observándose un mayor beneficio cuando el DAO utilizado fue el más moderno, y programable. Entre el Divino[®] y BP-100[®], no se encontraron diferencias en ninguna de las subescalas. Este hecho concordaría con lo visto en los resultados de inteligibilidad, donde

tampoco existían diferencias significativas entre estos dos DAO y sí entre Power[®] e Intenso[®].

– *Uso diario del DAO*

En cuanto al uso de estos DAO, observamos que la mayoría de los preguntados (83 %) marcó que usaba el dispositivo más de 8 horas al día. Este hecho puede ser respondido actualmente de forma más precisa y detallada, ya que conectando el dispositivo al ordenador a través de un *software* podemos saber las horas de uso, los programas más utilizados. Como en nuestro estudio disponíamos de DAO que carecían de estas características, decidimos realizarlo a todos por igual y preguntarlo. Otro aspecto a tener en cuenta fue que entre los criterios de no inclusión figuraba el poco o nulo uso de estos dispositivos, por lo que este criterio pudo hacer que la muestra incluida en nuestro estudio contemplara a usuarios más constantes. De todos modos, existen otros autores que preguntaron sobre el uso del DAO, y los resultados obtenidos por ellos fueron muy parecidos. Por poner un ejemplo, Lekue et al. (135) habla de un 100% de los pacientes empleando el DAO al menos 6 horas, con una media de 11.8. Saroul N et al. (139), describió que el DAO era usado durante más de 4 horas al día por 83% de pacientes con SSD y por el 100% de los pacientes HT, y al menos 5 días por semana por el 67% de SSD y en un 80% de los pacientes HT.

– *Evolución de los acúfenos con el uso del DAO.*

Para finalizar, tuvimos como referencia los múltiples estudios publicados, desde hace algunos años, sobre el beneficio de la amplificación sonora en pacientes con hipoacusia y acúfenos para el tratamiento de estos últimos (143-145). Ya en 1947, Saltzman y Eisner consideraron beneficioso el uso de un generador de ruido externo como tratamiento del acúfeno (146). Hoy en día su uso está extendido pero generalmente como tratamiento parcial, ya que a éste se suman la terapia de reentrenamiento de Jastreboff (147) y, en ocasiones, un manejo psicológico (148) o farmacológico (149). La evidencia clínica demuestra que su uso en los pacientes con tinnitus ofrece una serie de ventajas ya descritas por Coles (150) a finales de los años 80, en el que enumera cinco motivos por los que adaptar una audioprótesis puede beneficiar la percepción de acúfeno: la primera el aspecto psicológico de ser atendido y tratado, una especie de efecto placebo; la segunda que el paciente sea menos consciente del acúfeno; la tercera que el paciente entienda que el principal problema de su mala inteligibilidad es la hipoacusia y no el acúfeno; la cuarta que una señal con ruido de fondo puede ayudar a hacer menos audible el acúfeno; y la quinta y última, se sustenta con un consejo terapéutico durante el ajuste del dispositivo. Con la ayuda de amplificación auditiva, los sonidos externos pueden proporcionar la activación suficiente del sistema nervioso auditivo para reducir su percepción por lo que tienen un efecto

beneficioso a largo plazo. Es por este motivo, que en nuestro estudio indagamos acerca de este aspecto y, de los usuarios que refirieron padecer acúfenos, observamos como en la mayoría (23 de 34 casos), hubo una mejoría subjetiva de la intensidad llegando a desaparecer en 9 casos. En cambio, en 6 participantes, la intensidad del acúfeno permaneció estable con el uso del DAO y, en 5 casos, hubo un empeoramiento. Tras pasarles la EAV a cada uno de los sujetos que refirieron padecer acúfeno, observamos como existían diferencias estadísticamente significativas en cuanto a la puntuación antes del uso del DAO y el que señalaron después, mejorando con su uso ($p < 0.01$) Cabe señalar que la EAV se realizó una vez los participantes ya eran usuarios de DAO, hecho por el cual podría existir una tendencia a mejorar la situación actual respecto a la previa del uso del dispositivo. Obviando este hecho, existen datos aportados por diferentes estudios citados anteriormente que hablan de la estimulación sonora como terapia del acúfeno, y más concretamente, hay en los que la estimulación sonora es por vía ósea (135, 151). En esta última publicación, Holgers et al., valoraban el posible beneficio de un estimulador sonoro por vía ósea. Para ello colocaron un estimulador sonoro por vía ósea en 8 pacientes que referían acúfenos de distinto grado y que previamente habían sido implantados con DAO; después evaluaron la frecuencia de los acúfenos del paciente y el mínimo de decibelios para lograr el enmascaramiento tanto por vía aérea como por vía ósea,

mediante una acufenometría. Asimismo llevaron a cabo una evaluación subjetiva de la mejoría relacionada con el uso del estimulador sonoro por vía ósea. El estudio concluye que el sonido transmitido por vía ósea tiene el mismo potencial para enmascarar acúfenos que el sonido transmitido por vía aérea y que, en los pacientes con una hipoacusia de transmisión o mixta, es necesario un mecanismo de amplificación del sonido además del estímulo sonoro de enmascaramiento, lo que indica que un generador de sonido conectado al DAO podría ser beneficioso para algunos pacientes. Estos hechos se correlacionan positivamente con lo observado en nuestro estudio, aunque en nuestro caso, no aplicamos un generador de ruido al DAO, sino que fue la misma amplificación del sonido la que utilizamos como entrada acústica. Lekue et al. en su estudio preguntaron también sobre este aspecto, entre los 54 pacientes encuestados, 22 presentaban acúfenos previos a la cirugía (41%) y 13 después de la cirugía (24%), siendo esta diferencia estadísticamente significativa. Si comparamos estos resultados con los nuestros, observamos que hubo una mejoría del acúfeno similar 68 % vs 64%; por el contrario, en el nuestro sólo llegó a desaparecer en el 26.5 % (9 casos), frente al 50 % que refieren ellos. En nuestro estudio continuaron percibiendo el acúfeno igual un 18 % vs 36 %; y finalmente empeoraron un 14% vs 6%, tras la implantación de DAO. Podríamos concluir diciendo que, de forma generalizada, el uso de DAO en pacientes con HT e HM puede ser

contemplada como una opción terapéutica eficaz para el tratamiento del acúfeno, aunque necesitamos, para afirmarlo categóricamente, estudios orientados a este aspecto más específico y con mayor potencia desde el punto de vista de la evidencia.

5. CONCLUSIONES FINALES

- Como conclusión general podríamos sintetizar que con el uso de los DAO percutáneos se proporciona una mejoría desde el punto de vista de la percepción tonal, verbal y subjetiva.

- Las mejoras de audición fueron para todos los tonos testados en nuestro estudio, 500, 1000, 2000, 3000 y 4000 Hz. Con una ganancia funcional de 36.82 dB. Obteniendo en un 71 % (58 casos) un cierre del *gap* aéreo-óseo.

- En los casos en que el uso del DAO proporciona una ganancia tonal que consigue cerrar el GAO, se traduce en un mayor beneficio de la percepción verbal.

- Los usuarios con diagnóstico de HT obtienen una mejor percepción tonal y verbal que los de HM.

- En cuanto a los parámetros de inteligibilidad obtuvimos una mejora sustancial, aproximándonos al 90% de $D_{\text{máx}}$ y existiendo una mejoría promedio de 35.96 dB del URV, con el uso de estos dispositivos.

- La indicación de los DAO en HT e HM, cuya VO esté dentro del rango estudiado en este trabajo (< 55 dB), es una solución óptima ya

que proporcionan un rendimiento de más de 80% del reconocimiento de voz sin señales visuales, gramaticales o contextuales. En cambio, si pretendiéramos obtener $\% D_{\max} \geq 90 \%$, con $\%D$ a $65\text{dB} \geq 80\%$ y $\text{URV} < 50 \text{ dB}$, parámetros arbitrarios pero que creemos que serían las condiciones ideales, el umbral VO debería ser $\leq 40 \text{ dB}$.

- Los dispositivos más modernos y programables proporcionaron mejores parámetros de inteligibilidad en situación ideal de silencio.
- Los dispositivos más modernos y programables, por regla general, proporcionaron mejores parámetros de inteligibilidad con ruido de enmascaramiento, aunque tan sólo el Power[®] obtuvo diferencias significativas con el Intenso[®] cuando el ruido de enmascaramiento fue el cotidiano.
- Tras evaluar los modos de estimulación, percutánea y transcutánea, se evidenció una mejoría tonal con el uso del DAO en todas las frecuencias. Asimismo, los índices como el URV y la inteligibilidad a U_{com} , fueron mejores con la estimulación percutánea. El URV, tras realizar AV en las diferentes situaciones ya detalladas disminuyó 3.52 dB ($p < 0.01$), y la inteligibilidad aumentó un 11.9% sobre el simulador.

- La percepción tonal en los usuarios de DAO, desde el punto de vista de la detección de de umbrales mínimos de diferenciación de frecuencias, difiere de lo publicado al respecto en sujetos normoacúsicos. Sería necesario un estudio más específico para intentar hallar umbrales más precisos y reproducibles.

- Tras evaluar los cuestionarios, podemos decir que los participantes de este estudio perciben que el uso de los DAO les proporciona una mejoría de la calidad de vida y un beneficio auditivo global.

- El uso de DAO en pacientes con HT e HM podría ser contemplada como una opción terapéutica eficaz para el tratamiento del acufeno, aunque para afirmarlo se debería diseñar un estudio específico para ello.

6. ANEXOS

A. LISTA DE SÍMBOLOS, ABREVIATURAS Y SIGLAS

AENOR	Asociación española de normalización y certificación
APHAB	<i>Abbreviated Profile of Hearing Aid Benefit</i>
AR	Aversión al ruido
ATL	Audiometría tonal liminar
AV	Audiometría verbal
CAE	Conducto auditivo externo
CEI	Comisión electrotécnica internacional
IC	Implante coclear
CL	Campo libre
CO	Conducción ósea
DAO	Dispositivo auditivo osteointegrado
dB	Decibelios
DJP	Diferencia justa perceptible
EVA	Escala analógica visual
f	Frecuencia
f_0	Frecuencia fundamental
FC	Facilidad de comunicación
GAO	<i>Gap</i> aéreo-óseo
GBI	<i>Glasgow Benefit Inventory</i>
HNS	Hipoacusia neurosensorial
HT	Hipoacusia de transmisión
HM	Hipoacusia mixta
Hz	Hercios
ISO	Organización internacional de estandarización

KHz	Kilohercios
LCR	Líquido céfalo-raquídeo
ms	Milisegundos
m/s	Metros por segundo
RF	Ruido de fondo
RV	Reverberación
SNR	<i>Signal to Noise Ratio procedure</i>
U_{com}	Umbral cómodo
UFC	Umbral de frecuencias conversacionales
URV	Umbral de recepción verbal
VA	Vía aérea
VO	Vía ósea
vs	Versus
Δf	Incremento de frecuencia
% $D_{m\acute{a}x}$	Porcentaje de discriminación máximo
% D 65 dB	Porcentaje de discriminación a 65 decibelios

B. LISTA DE TABLAS Y FIGURAS

i. TABLAS:

Tabla 1.-	Factores que contribuyen a la transmisión ósea.
Tabla 2.-	Ejemplos de estudios representativos sobre rendimiento de los DAO.
Tabla 3.-	Lista de palabras y pseudopalabras utilizadas para la realización de audiometrías verbales.
Tabla 4.-	Intervalos de sonidos armónicos utilizados para evaluar la discriminación.
Tabla 5.-	Características acústicas de las notas de piano empleadas en las series.
Tabla 6.-	Pares de sonidos armónicos. Se utilizan parejas de notas de piano, teniendo como referencia la nota La ₄ (440 Hz) y presentándose de dos modos: aleatorio y ascendente.
Tabla 7.-	Porcentaje que corresponde a cada una de las respuestas dependiendo de si es una pregunta normal o una inversa.
Tabla 8.-	Diagnóstico clínico de los participantes del estudio.
Tabla 9.-	Umbrales audiométricos sin ayuda auditiva de los diferentes participantes. Tanto para VA como para VO: Media, desviación estándar, máximo y mínimo.
Tabla 10.-	Umbrales audiométricos por tipo de hipoacusia (hipoacusia de transmisión -HT- e hipoacusia mixta -HM-) sin ayuda auditiva. Tanto para VA como para VO: Media, desviación estándar, máximo y mínimo.
Tabla 11.-	UFC aérea y ósea: análisis descriptivo.
Tabla 12.-	Media, mínimo y máximo de los umbrales para las frecuencias (500, 1000, 2000, 3000 y 4000 Hz) hallados tras realizar la ATL en 3 situaciones diferentes: vía ósea, simulador y DAO. Y el UFC (umbral de frecuencias conversacionales) para cada situación.
Tabla 13.-	Valores promedio totales: Audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda para vía aérea (VA) y vía ósea (VO); Media, mínimos y máximo para el umbral de recepción verbal (URV) sin ayuda

auditiva, con simulador y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO); Porcentaje de discriminación a 65 dB (%D), sin ayuda auditiva y con el DAO; Porcentaje de discriminación máximo (%D_{max}) con DAO..

- Tabla 14.- Valores promedio hipoacusia de transmisión (HT): ATL sin ayuda para vía aérea (VA) y vía ósea (VO); URV sin ayuda auditiva, con simulador y con el DAO; Porcentaje de discriminación a 65 dB (%D); Porcentaje de discriminación máximo (%D_{max}), sin ayuda auditiva y con DAO.
- Tabla 15.- Valores promedio hipoacusia mixta (HM): ATL sin ayuda para VA y VO; URV sin ayuda auditiva, con simulador y con el DAO; Porcentaje de discriminación a 65 dB (%D); Porcentaje de discriminación máximo (%D_{max}), sin ayuda auditiva y con el DAO.
- Tabla 16.- Porcentajes de acierto en las audiometrías verbales (AV) en silencio según el tipo de dispositivo empleado.
- Tabla 17.- Valores promedio de U_{com}: Media total; Hipoacusia de transmisión (HT); Hipoacusia mixta (HM); y para los diferentes dispositivos empleados; BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®.
- Tabla 18.- Medias, mínimos y máximos de los porcentaje de aciertos en las audiometrías verbales siguiendo el procedimiento SNR (+ 10; + 0; y - 5 dB) para los dos tipos de ruido de enmascaramiento (blanco y cotidiano).
- Tabla 19.- Media y desviación estándar de los porcentajes de aciertos en las audiometrías verbales (AV) siguiendo el procedimiento SNR para ambos tipos de ruido de enmascaramiento (blanco y cotidiano), dependiendo del tipo de hipoacusia: hipoacusia de transmisión (HT) e hipoacusia mixta (HM).
- Tabla 20.- Porcentajes de aciertos en las audiometrías verbales (AV) siguiendo el procedimiento SNR para ambos tipos de ruido de enmascaramiento (blanco y cotidiano), dependiendo del tipo de dispositivo empleado: BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®.
- Tabla 21.- Análisis univariante de cada variable explicativa (URV: umbral de recepción verbal; % 65 dB: porcentaje de inteligibilidad a 65 dB; % D_{max}: porcentaje máximo de discriminación) respecto a UFC ósea, con el uso del DAO. (Correlación: Coeficiente de correlación lineal; IC 95%: Intervalo de confianza del 95 %; Coef. Lineal simple: coeficiente de un modelo lineal univariante)
- Tabla 22. Cálculo predictivo de las variables dependientes (URV, %D a 65 dB y %D_{máx}) a partir de la variable independiente UFC ósea.

Tabla 23.	Análisis descriptivo de las diferentes variables respecto al cierre, o no, de gap (valores en dB).
Tabla 24.-	Diferencias en los umbrales (en dB) respecto a la vía ósea de la ATL sin ayuda auditiva. Simulador: (VO – Simulador); DAO: (VO – DAO).
Tabla 25.-	Diferencias entre los umbrales (Simulador – DAO) en dB.
Tabla 26.-	Media, desviación estándar, mínimo y máximos de los umbrales para VO (vía ósea); Simulador y DAO. Según tipo de hipoacusia: HT (Hipoacusia de transmisión); HM (Hipoacusia mixta). Valores en dB.
Tabla 27.-	Valores en porcentaje de la inteligibilidad alcanzada a U_{com} en las tres situaciones testadas: sin ayuda, simulador y DAO.
Tabla 28.-	Valores en porcentaje de la inteligibilidad alcanzada a U_{com} en las tres situaciones testadas: sin ayuda, simulador y DAO, según el tipo de dispositivo empleado (BP 100 [®] , Divino [®] ; Power [®] e Intenso [®])
Tabla 29.-	Valores estadísticos descriptivos del cuestionario GBI, incluyendo las 3 subescalas y la puntuación total. Valores posibles entre - 100 y + 100.
Tabla 30.-	Valores estadísticos descriptivos del cuestionario APHAB de las subescalas FC y RV. Puntuación máxima posible 100 %.
Tabla 31.-	Valores estadísticos descriptivos del cuestionario APHAB de las subescalas RF y AR. Puntuación máxima posible 100 %.
Tabla 32.-	Datos descriptivos referentes a las cuestiones sobre la presencia de acúfenos.
Tabla 33.-	Datos estadísticos descriptivos de la EAV.

ii. FIGURAS:

Figura 1.-	Ilustraciones del <i>Fonifero</i> y <i>Dentaphone</i> .
Figura 2.-	Per-Ingvar Brånemark y Anders Tjellström.
Figura 3.-	Dispositivos auditivos osteointegrados percutáneos: Baha [®] y Ponto [®] .
Figura 4.-	Esquema de localización de los factores que contribuyen a la transmisión de los sonidos por vía ósea. 1: transmisión del sonido hacia el conducto auditivo externo (CAE); 2: inercia de los

huesecillos del oído medio (OM); 3: inercia de los fluidos cocleares; 4: compresión de las paredes cocleares; 5: transmisión de presión desde el líquido cefalorraquídeo. OI: oído interno.

- Figura 5.- Tipos de dispositivos auditivos de conducción ósea: conducción directa, conducción a través de la piel e intraorales.
- Figura 6.- Partes de un DAO percutáneo. Imagen A, corresponde a la marca Ponto® la imagen B, corresponde a la marca Baha®.
- Figura 7.- Ejemplo de análisis espectral del ruido *blanco*, analizado con el programa Audacity® 2.0.6 (Dominic Mazzoni)..
- Figura 8.- Ejemplo de análisis espectral del ruido *Multitalker Babble*, analizado con el programa Audacity® 2.0.6 (Dominic Mazzoni).
- Figura 9.- Representación gráfica de un tono puro de 400 Hz y un tono compuesto (armónico) con su fundamental a 440 Hz.
- Figura 10.- Esquema de las diferentes pruebas que se realizaron en el estudio
- Figura 11.- Distribución según sexo de la muestra incluida en nuestro estudio.
- Figura 12.- Distribución del lado de hipoacusia que padecían los usuarios del DAO en la muestra incluida en nuestro estudio.
- Figura 13.- Distribución según el tipo de hipoacusia en la muestra incluida en nuestro estudio. Hipoacusia mixta (HM) e hipoacusia de transmisión (HT).
- Figura 14.- DAO utilizados por los diferentes participantes del estudio: BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®.
- Figura 15.- Umbrales tonales promedios para vía ósea (VO) y vía aérea (VA) en audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda auditiva.
- Figura 16.- Umbrales tonales promedios para vía ósea (VO) y vía aérea (VA) en audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda auditiva, según tipo de hipoacusia (HT e HM).
- Figura 17.- Umbrales tonales promedios para vía ósea (VO) y vía aérea (VA) en audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda; umbrales con el simulador y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).
- Figura 18.- Umbral de recepción verbal en las diferentes modalidades testadas (Sin ayuda; Simulador y DAO).
- Figura 19.- Porcentajes de inteligibilidad a 65 dB según el tipo de hipoacusia (HT e HM), sin ayuda auditiva y con el DAO.

- Figura 20.- Porcentajes promedio de aciertos en las diferentes audiometrías verbales en silencio: UFC + 30 dB; UFC + 40 dB y UFC + 50 dB.
- Figura 21.- Porcentajes promedio de aciertos en las diferentes audiometrías verbales en silencio: UFC + 30 dB; UFC + 40 dB y UFC + 50 dB, según el tipo de hipoacusia (HT: hipoacusia de transmisión; HM: hipoacusia mixta).
- Figura 22.- Porcentajes promedio de aciertos en las diferentes audiometrías verbales en silencio: UFC + 30 dB; UFC + 40 dB y UFC + 50 dB, según el tipo de dispositivo empleado (BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®).
- Figura 23.- Porcentajes de aciertos en las diferentes audiometrías verbales con ruido de enmascaramiento, siguiendo el procedimiento *Signal to Noise Ratio* (SNR): SNR + 10 dB; SNR + 0 dB y SNR - 5 dB. Utilizando dos tipos de ruido de enmascaramiento: ruido blanco (snrwn) y ruido cotidiano (snrc).
- Figura 24.- Porcentajes promedio de aciertos según el tipo de hipoacusia (HT e HM) en las diferentes audiometrías verbales con ruido de enmascaramiento, siguiendo el procedimiento *Signal to Noise Ratio* (SNR): SNR + 10 dB; SNR + 0 dB y SNR - 5 dB, utilizando ruido blanco (RB) y ruido cotidiano (RC) de enmascaramiento.
- Figura 25.- Porcentajes promedio de aciertos según el tipo de dispositivo (BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®) en las diferentes audiometrías verbales con ruido de enmascaramiento, siguiendo el procedimiento *Signal to Noise Ratio* (SNR): SNR + 10 dB; SNR + 0 dB y SNR - 5 dB, utilizando ruido blanco de enmascaramiento.
- Figura 26.- Porcentajes promedio de aciertos según el tipo de dispositivo (BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®) en las diferentes audiometrías verbales con ruido de enmascaramiento, siguiendo el procedimiento *Signal to Noise Ratio* (SNR): SNR + 10 dB; SNR + 0 dB y SNR - 5 dB, utilizando ruido "Cotidiano" de enmascaramiento.
- Figura 27.- Mapa de correlaciones entre variables individuales. UFCosea: Umbral de frecuencias conversacionales vía ósea; URVcon: Umbral de recepción verbal con DAO; 65dbcon: Inteligibilidad a 65 dB con DAO; dmaxcon: Porcentaje de discriminación máximo con DAO; ufc30, ufc40, ufc50: Inteligibilidad al sumar al umbral de frecuencias conversacionales 30, 40 y 50 dB; snrc10, snrc0, snrc5: Inteligibilidad alcanzada al realizar *Signal to noise ratio* a +10, 0 y -5 dB con ruido cotidiano; snrwn10, snrwn0, snrwn5: Inteligibilidad alcanzada al realizar *Signal to noise ratio* a +10, 0 y -5 dB con ruido blanco.
- Figura 28.- Gráficos de dispersión con línea de tendencia lineal correlacionando UFC ósea con las variables URV, % 65 dB y %D_{máx}.

- Figura 29.- Umbrales tonales promedios para vía ósea (VO) en audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda; umbrales con el simulador y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).
- Figura 30.- Umbrales tonales en audiometría tonal liminar (ATL) con el simulador (SIM) y con el DAO (BAHA).
- Figura 31.- Representación gráfica de los promedios tonales VO para HT e HM. Con Simulador y DAO.
- Figura 32.- Diferencia entre los umbrales tonales promedios para vía ósea (VO) en audiometría tonal liminar (ATL) sin ayuda, con los umbrales del simulador y con los del dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).
- Figura 33.- Umbral de recepción verbal (URV) para las dos formas de estimulación: Simulador (estímulo transcutáneo) y dispositivo auditivo osteointegrado (DAO) (estímulo percutáneo).
- Figura 34.- Porcentajes promedio de aciertos en la audiometría verbal (AV) a intensidad U_{com} , en tres situaciones diferentes: sin ayuda auditiva; con el simulador; y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).
- Figura 35.- Porcentajes promedio de aciertos según el tipo de hipoacusia (HT: hipoacusia de transmisión; HM: hipoacusia mixta) en la audiometría verbal (AV) a intensidad U_{com} , en tres situaciones diferentes: sin ayuda auditiva; con el simulador; y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).
- Figura 36.- Porcentajes promedio de aciertos según el tipo de dispositivo (BP 100®, Divino®, Power® e Intenso®) en la audiometría verbal (AV) a intensidad U_{com} , en tres situaciones diferentes: sin ayuda auditiva; con el simulador; y con el dispositivo auditivo osteointegrado (DAO).
- Figura 37.- Tonos puros: 500 Hz $\pm \Delta f$. Porcentajes promedio de aciertos en las parejas de tonos puros comparando la frecuencia 500 Hz, con variaciones de ± 3 Hz. Alcanzando el intervalo 485 Hz – 515 Hz.
- Figura 38.- Tonos puros: 1000 Hz $\pm \Delta f$. Porcentajes promedio de aciertos en las parejas de tonos puros comparando la frecuencia 1000 Hz, con variaciones de ± 3 Hz. Alcanzando el intervalo 985 Hz – 1015 Hz.
- Figura 39.- Tonos puros: 2000 Hz $\pm \Delta f$. Porcentajes promedio de aciertos en las parejas de tonos puros comparando la frecuencia 2000 Hz, con variaciones de ± 5 Hz. Alcanzando el intervalo 1975 Hz – 2025 Hz.

- Figura 40.- Serie ascendente de tonos armónicos: porcentajes promedio de aciertos comparando parejas de tonos.
- Figura 41.- Serie aleatoria de tonos armónicos: porcentajes promedio de aciertos comparando parejas de tonos.
- Figura 42.- Representación de los porcentajes de aciertos para cada pareja de notas de tonos armónicos, tanto para la serie ascendente como para la serie aleatoria.
- Figura 43.- Porcentajes del tipo de hipoacusia de los participantes que contestaron a los cuestionarios.
- Figura 44.- Tipo de DAO empleado por los participantes que contestaron a los cuestionarios.
- Figura 45.- Puntuación alcanzada en el cuestionario GBI (*Glasgow Benefit Inventory*) con sus máximos y mínimos, en las subescalas general, física y social. También puntuación total o global.
- Figura 46.- Porcentaje de problemas que los usuarios refieren en diferentes situaciones audiológicas (subescalas: Facilidad de conversación -FC-; Reverberación -RV-; Ruido de fondo -RF- y Aversión al ruido -AV-). Tanto sin el uso de DAO (sin), como con el uso de este (con).
- Figura 47.- Beneficio (p-valor < 0.001) que los usuarios refieren con el uso del DAO en diferentes situaciones audiológicas (subescalas: Facilidad de conversación -FC-; Reverberación -RV-; Ruido de fondo -RF- y Aversión al ruido -AV-).
- Figura 48.- Respuesta a la pregunta, ¿Usa más o menos de 8 horas al día el DAO?
- Figura 49.- Representación de las escalas analógicas visuales (EAV) acerca de la intensidad del acúfeno que los usuarios del DAO refirieron, tanto antes del uso del DAO (EAV Pre) como posteriormente (EAV Post).

7. BIBLIOGRAFÍA

1. Cardano G: De subtilitate libri XXI. Parisiis, Fezandat & Roberri, 1550, liber XIII, p 234.
2. Ingrassia GF: In Galeni librum de ossibus dectissima e expectatissima commentaria. Panormi, Maringhi, 1603, Cap L, de laeso auditu, p 589.
3. Capivacci H: Opera omnia cura Johannis Hartmanni Bayeri. Francofurti, Paltheniena, 1603, Cap L, de laeso auditui, p 589.
4. Paladino G: De la transmission fisiologica della voce attraverso le ossa del cranio merce il Fonifero, e del valore di questo nella clínica otojatrìca. *Movimiento Med Chir* 1876;8(331-332):481-489.
5. Rhodes R: Improvements in audiphones. US Patent 219828.
6. Anonymus: The Audiphone. *Am Ann Deaf Dumb* 1880;25:95-96.
7. Turnbull CS: The audiphones and Dentaphone. *Arch Otlo* 1879;8:373-380.
8. Graydon T: Dentaphone. US Patent 225365.
9. Jefferis A, Wilson E: Dentiphone. US Patent 2161169, June 6, 1939.
10. Gutierrez J. Technology for Hearing Evaluation: INTECH Open Access Publisher; 2012.
11. Kranz F: Vibration instrument for bone audition. 1540783.
12. Lieber H: Hearing-aid device. US Patent 1940553.
13. Schumann E: Högeraät fur Schwerhörige. Swiss Patent 315035, application October 2, 1952, received July 15, 1956.
14. Hollingsworth MH: Canadian Patent 666324. Spectacles concealed hearing-aid. US Patent 2930857, deposited December 31, 1953, accepted March 29, 1960.
15. Hollingsworth MH: Binaural hearing-aid device. US Patent 2930858, deposited July 15, 1954, accepted March 29, 1960.
16. Brånemark PI, Hansson BO, Adell R, Breine U, Lindström J, Hallén O, et al. Osseointegrated implants in the treatment of the edentulous jaw. Experience from a 10-year period. *Scand J Plast Reconstr Surg Suppl.* 1977;16:1-132.

17. Tjellström A, Lindström J, Hallén O, Albrektsson T, Brånemark PI. Osseointegrated titanium implants in the temporal bone. A clinical study on bone-anchored hearing aids. *Am J Otol.* 1981;2(4):304-10.
18. Hough J, Vernon J, Dormer K, et al: Experiences with implantable hearing devices and a presentation of a new device. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1986;95:60-65.
19. Marco Algarra J, Morant Ventura A. Fisiología de la estimulación sonora por vía ósea y la importancia de la transmisión de las frecuencias agudas por vía ósea. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2008;59(Supl. 1):3-6.
20. Von Békésy G. Zur theorie des hörens bei der schallaufnahme durch knochenleitung. *Ann Physik.* 1932;13:111-36.
21. Lowy K. Cancellation of the electrical cochlear response with air and bone conduction sound. *J Acoust Soc Am.* 1942;14:156-8.
22. Wever EG, Bray CW. The nature of bone conduction as shown in the electrical response of the cochlea. *Ann Otol Rhinol Laryngol.* 1936;45:822-30.
23. Tonndorf J. Compressional bone conduction in cochlear models. *J Acoust Soc Am.* 1962;b34:1127-31.
24. Stenfelt S, Puria S, Hato N, et al. Basilar membrane and osseous spiral lamina motion in human temporal bones with air and bone conduction stimulation. *Hear Res.* 2003;181:131-43
25. Beattie RC. Normative wave V latency-intensity functions using the Eartone 3A insert earphone and the Radioear B-71 bone vibrator. *Sand Audiol.* 1998;2:120-6.
26. Rossi G, Solero P, Rolando M, et al. Delayed oto-acoustic emissions evoked by bone-conduction stimulation: experimental data on their origin, characteristics and transfer to the external ear in man. *Scand Audiol.* 1998;29:1-24.
27. Tonndorf J. Bone conduction: studies in experimental animals. *Acta Otolaryngol.* 1966;213:1-132.
28. Stenfelt S, Goode RL. Bone-conducted sound: physiological and clinical aspects. *Otol Neurotol.* 2005;26:1245-61.
29. Stenfelt S, Wild T, Hato N, et al. Factors contributing to bone conduction: the outer ear. *J Acoust Soc Am.* 2003;113:902-13.

30. Håkansson B, Brandt A, Carlsson P, et al. Resonante frequency of the human skull in vivo. *J Acoust Soc Am*. 1994;95:1474-81.
31. Khanna SM, Tonndorf J, Queller J. Mechanical parameters of hearing by bone conduction. *J Acoust Soc Am*. 1976;60:139-54.
32. Stenfelt S. Middle ear ossicles motion at hearing thresholds with air conduction and bone conduction stimulation. *J Acoust Soc Am*. 2006;119:2848-58.
33. Yoshida M, Uemura T. Transmission of cerebrospinal fluid pressure changes to the inner ear and its effect on cochlear microphonics. *Eur Arch Oto Rhinol Laryngol*. 1991;248:139-43.
34. Freeman S, Sichel JY, Sohmer H. Bone conduction experiments in animals: evidence for a non-osseous mechanism. *Hear Res*. 2000;146:72-80.
35. Iseri M, Orhan KS, Tuncer U, Kara A, Durgut M, Guldiken Y, et al. Transcutaneous Bone-Anchored Hearing Aids Versus Percutaneous Ones: Multicenter Comparative Clinical Study. *Otol Neurotol*. 2015.
36. Zarowski AJ, Verstraeten N, Somers T, Riff D, Offeciers EF. Headbands, testbands and softbands in preoperative testing and application of bone-anchored devices in adults and children. *Adv Otorhinolaryngol*. 2011;71:124-31.
37. Goode RL, Rosenbaum ML, Maniglia AJ. The history and development of the implantable hearing aid. *Otolaryngologic Clinics of North America*. 1995;28(1):1-16.
38. Kozłowski K, Friedland DR. Implantable Hearing Devices. *Current Surgery Reports*. 2014;2(7):1-10.
39. Hol MK, Snik AF, Mylanus EA, Cremers CW. Long-term results of bone-anchored hearing aid recipients who had previously used air-conduction hearing aids. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*. 2005;131(4):321-5.
40. Snik AF, Mylanus EA, Proops DW, Wolfaardt JF, Hodgetts WE, Somers T, et al. Consensus statements on the BAHA system: where do we stand at present? *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*. 2005;195:2-12.
41. McDermott AL, Dutt SN, Reid AP, Proops DW. An intra-individual comparison of the previous conventional hearing aid with the bone-anchored hearing aid: The Nijmegen group questionnaire. *J Laryngol Otol Suppl*. 2002(28):15-9.

42. Lustig LR, Arts HA, Brackmann DE, Francis HF, Molony T, Megerian CA, et al. Hearing rehabilitation using the BAHA bone-anchored hearing aid: results in 40 patients. *Otol Neurotol.* 2001;22(3):328-34.
43. Vaneecloo FM, Hanson JN, Laroche C, Vincent C, Dehaussy J. [Prosthetic rehabilitation of unilateral anakusis. Study with stereoaudiometry]. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac.* 2000;117(6):410-7.
44. Bishop CE, Eby TL. The current status of audiologic rehabilitation for profound unilateral sensorineural hearing loss. *The Laryngoscope.* 2010;120(3):552-6.
45. Sprinzl GM, Wolf-Magele A. The Bonebridge Bone Conduction Hearing Implant: Indication criteria, surgery and a systematic review of the literature. *Clinical Otolaryngology.* 2015.
46. Huber A, Sim J, Xie Y, Chatzimichalis M, Ullrich O, Rössli C. The Bonebridge: preclinical evaluation of a new transcutaneously-activated bone anchored hearing device. *Hearing research.* 2013;301:93-9.
47. Sylvester DC, Gardner R, Reilly PG, Rankin K, Raine CH. Audiologic and surgical outcomes of a novel, nonpercutaneous, bone conducting hearing implant. *Otol Neurotol.* 2013;34(5):922-6.
48. Stalfors J, Tjellström A. Skin reactions after BAHA surgery: a comparison between the U-graft technique and the BAHA dermatome. *Otol Neurotol.* 2008;29(8):1109-14.
49. Dalmau-Galofre J, Tamarit-Conejeros JM, Murcia-Puchades V, Pons-Rocher F, Pastor-Canicio G. [Baha: a new longitudinal incision with fixture out of the incision]. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2009;60(4):278-82.
50. van de Berg R, Stokroos RJ, Hof JR, Chenault MN. Bone-anchored hearing aid: a comparison of surgical techniques. *Otol Neurotol.* 2010;31(1):129-35.
51. Holgers KM, Tjellström A, Bjursten LM, Erlandsson BE. Soft tissue reactions around percutaneous implants: a clinical study of soft tissue conditions around skin-penetrating titanium implants for bone-anchored hearing aids. *Am J Otol.* 1988;9(1):56-9.
52. Martínez P, López F, Gómez JR. Cutaneous complications in osseointegrated implants: comparison between classic and tissue preservation techniques. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2014.
53. Rebol J. Soft tissue reactions in patients with bone anchored hearing aids. *Ir J Med Sci.* 2014.

54. Tjellström A, Granström G. How we do it: Frequency of skin necrosis after BAHA surgery. *Clin Otolaryngol.* 2006;31(3):216-20.
55. Chan FM, Pantelides H, Kim AH. Cerebral spinal fluid leak associated with bone-anchored hearing aid screw removal. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2013;148(6):1059-60.
56. Hobson JC, Roper AJ, Andrew R, Rothera MP, Hill P, Green KM. Complications of bone-anchored hearing aid implantation. *J Laryngol Otol.* 2010;124(2):132-6.
57. Monksfield P, Chapple IL, Matthews JB, Grant MM, Addison O, Reid AP, et al. Biofilm formation on bone-anchored hearing aids. *J Laryngol Otol.* 2011;125(11):1125-30.
58. Berenholz LP, Burkey JM, Lippy WH. High body mass index as a risk factor for skin overgrowth with the bone-anchored hearing aid. *Otol Neurotol.* 2010;31(3):430-2.
59. Reyes RA, Tjellström A, Granström G. Evaluation of implant losses and skin reactions around extraoral bone-anchored implants: A 0- to 8-year follow-up. *Otolaryngol Head Neck Surg.* 2000;122(2):272-6.
60. House JW, Kutz JW. Bone-anchored hearing aids: incidence and management of postoperative complications. *Otol Neurotol.* 2007;28(2):213-7.
61. Conejeros JMT, Galofre JD, Puchades VM, Rocher FP, Martínez SF, Navas PE. Comparación de las complicaciones dermatológicas entre el dermatomo y el colgajo en "U" en la cirugía del BAHA. *Acta Otorrinolaringológica Española.* 2009;60(6):422-7.
62. Alonso Castañeira I. Prótesis auditiva osteointegrada "BAHA": evaluación de los resultados con diferentes técnicas de colgajo. 2012.
63. Pfiffner F, Caversaccio MD, Kompis M. Comparisons of sound processors based on osseointegrated implants in patients with conductive or mixed hearing loss. *Otol Neurotol.* 2011;32(5):728-35.
64. Flynn MC, Hedin A, Halvarsson G, Good T, Sadeghi A. Hearing performance benefits of a programmable power baha(R) sound processor with a directional microphone for patients with a mixed hearing loss. *Clin Exp Otorhinolaryngol.* 2012;5 Suppl 1:S76-81.
65. Flynn MC, Hillbratt M. Improving the Accuracy of Baha® Fittings through Measures of Direct Bone Conduction. *Clin Exp Otorhinolaryngol.* 2012;5 Suppl 1:S43-7.

66. Clamp PJ, Briggs RJ. The Cochlear Baha 4 Attract System - design concepts, surgical technique and early clinical results. *Expert Rev Med Devices*. 2014;1-8.
67. Hill-Feltham P, Roberts SA, Gladdis R. Digital processing technology for bone-anchored hearing aids: randomised comparison of two devices in hearing aid users with mixed or conductive hearing loss. *J Laryngol Otol*. 2014;128(2):119-27.
68. Wilkie MD, Chakravarthy KM, Mamais C, Temple RH. Osseointegrated hearing implant surgery using a novel hydroxyapatite-coated concave abutment design. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 2014;151(6):1014-9.
69. Desmet J, Bouzegta R, Hofkens A, De Backer A, Lambrechts P, Wouters K, et al. Clinical need for a Baha trial in patients with single-sided sensorineural deafness. Analysis of a Baha database of 196 patients. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2012;269(3):799-805.
70. Krempaska S, Koval J, Schmid C, Pfiffner F, Kurz A, Kompis M. Influence of directionality and maximal power output on speech understanding with bone anchored hearing implants in single sided deafness. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2014;271(6):1395-400.
71. Martin TP, Lowther R, Cooper H, Holder RL, Irving RM, Reid AP, et al. The bone-anchored hearing aid in the rehabilitation of single-sided deafness: experience with 58 patients. *Clin Otolaryngol*. 2010;35(4):284-90.
72. Doshi J, Banga R, Child A, Lawrence R, Reid A, Proops D, et al. Quality-of-life outcomes after bone-anchored hearing device surgery in children with single-sided sensorineural deafness. *Otol Neurotol*. 2013;34(1):100-3.
73. Faber HT, de Wolf MJ, Cremers CW, Snik AF, Hol MK. Benefit of Baha in the elderly with single-sided deafness. *Eur Arch Otorhinolaryngol*. 2013;270(4):1285-91.
74. Marsella P, Scorpecci A, Pacifico C, Tieri L. Bone-anchored hearing aid (Baha) in patients with Treacher Collins syndrome: tips and pitfalls. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2011;75(10):1308-12.
75. Amonoo-Kuofi K, Kelly A, Neeff M, Brown CR. Experience of bone-anchored hearing aid implantation in children younger than 5 years of age. *Int J Pediatr Otorhinolaryngol*. 2015.
76. Zhang Y, Fan Y, Wang Y, Chen X. [Efficacy of BAHA softband in young children with bilateral congenital aural atresia]. *Zhonghua Yi Xue Za Zhi*. 2014;94(6):420-3.

77. Kondoh K, Matsushiro N, Satoh T, Kuramasu T, Kubo T. [Audiological effect of bone-anchored hearing aid]. *Nihon Jibiinkoka Gakkai Kaiho*. 2005;108(12):1144-51.
78. Kompis M, Krebs M, Häusler R. Speech understanding in quiet and in noise with the bone-anchored hearing aids Baha® Compact and Baha Divino™. *Acta oto-laryngologica*. 2007;127(8):829-35.
79. Pfiffner F, Kompis M, Stieger C. Bone-anchored hearing aids: correlation between pure-tone thresholds and outcome in three user groups. *Otology & Neurotology*. 2009;30(7):884-90.
80. Heywood RL, Patel PM, Jonathan DA. Comparison of hearing thresholds obtained with Baha preoperative assessment tools and those obtained with the osseointegrated implant. *Ear, nose, & throat journal*. 2011;90(5):E21-7.
81. Gfeller K, Turner C, Mehr M, Woodworth G, Fearn R, Knutson JF, et al. Recognition of familiar melodies by adult cochlear implant recipients and normal-hearing adults. *Cochlear implants international*. 2002;3(1):29-53.
82. Geurts L, Wouters J. Better place-coding of the fundamental frequency in cochlear implants. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2004;115(2):844-52.
83. Ferroni MV, Diuk BG. Recodificación fonológica y formación de representaciones ortográficas en español. *Psykhe (Santiago)*. 2014;23(2):1-11.
84. Villada Zapata J, Chaves Castaño L. Aportes teóricos derivados de las investigaciones sobre el lenguaje entre el 2000 y el 2010: una revisión. *Diversitas: Perspectivas en Psicología*. 2012;8(2):331-43.
85. Kryter KD. *The effects of noise on man*: Elsevier; 2013.
86. Rasch R, Plomp R. The perception of musical tones. *The psychology of music*. 1999;2:89-112.
87. Gatehouse S. Glasgow Hearing Aid Benefit Profile: Derivation and Validation of. *J Am Acad Audiol*. 1999;10:80-103.
88. Cox RM, Alexander GC. The abbreviated profile of hearing aid benefit. *Ear Hear*. 1995;16(2):176-86.
89. Wilson RH, Abrams HB, Pillion AL. A word-recognition task in multitalker babble using a descending presentation mode from 24 dB to 0 dB signal to babble. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2003;40(4):321-8.

90. Warren RM. Auditory perception: A new synthesis: Elsevier; 2013.
91. Fastl H, Zwicker E. Psychoacoustics: Facts and models: Springer Science & Business Media; 2007.
92. Zwicker E. Direct comparisons between the sensations produced by frequency modulation and amplitude modulation. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1962;34(9B):1425-30.
93. Buser PA, Imbert M. Audition: Mit Press; 1992.
94. Basso G. Percepción auditiva: Universidad Nacional de Quilmes; 2006.
95. Gatehouse S, Noble W. The speech, spatial and qualities of hearing scale (SSQ). *International journal of audiology*. 2004;43(2):85-99.
96. Mojallal H, Schwab B, Hinze A-L, Giere T, Lenarz T. Retrospective audiological analysis of bone conduction versus round window vibratory stimulation in patients with mixed hearing loss. *International journal of audiology*. 2015(0):1-10.
97. Pfiffner F, Caversaccio M-D, Kompis M. Audiological results with Baha® in conductive and mixed hearing loss. 2011.
98. Ricci G, Della Volpe A, Faralli M, Longari F, Gullà M, Mansi N, et al. Results and complications of the Baha system (bone-anchored hearing aid). *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2010;267(10):1539-45.
99. Fuchsmann C, Tringali S, Disant F, Buiret G, Dubreuil C, Froehlich P, et al. Hearing rehabilitation in congenital aural atresia using the bone-anchored hearing aid: audiological and satisfaction results. *Acta oto-laryngologica*. 2010;130(12):1343-51.
100. Riss D, Arnoldner C, Baumgartner WD, Blineder M, Flak S, Bachner A, et al. Indication criteria and outcomes with the Bonebridge transcutaneous bone-conduction implant. *The Laryngoscope*. 2014;124(12):2802-6.
101. Ihler F, Volbers L, Blum J, Matthias C, Canis M. Preliminary functional results and quality of life after implantation of a new bone conduction hearing device in patients with conductive and mixed hearing loss. *Otology & Neurotology*. 2014;35(2):211-5.
102. Barbara M, Perotti M, Gioia B, Volpini L, Monini S. Transcutaneous bone-conduction hearing device: audiological and surgical aspects in a first series of patients with mixed hearing loss. *Acta oto-laryngologica*. 2013;133(10):1058-64.

103. Manrique M, Sanhueza I, Manrique R, de Abajo J. A new bone conduction implant: surgical technique and results. *Otology & Neurotology*. 2014;35(2):216-20.
104. Siegert R, Kanderske J. A new semi-implantable transcutaneous bone conduction device: clinical, surgical, and audiological outcomes in patients with congenital ear canal atresia. *Otology & Neurotology*. 2013;34(5):927-34.
105. Magliulo G, Turchetta R, Iannella G, di Masino RV, de Vincentiis M. Sophono Alpha System and subtotal petrosectomy with external auditory canal blind sac closure. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2014:1-8.
106. Işeri M, Orhan KS, Kara A, Durgut M, Oztürk M, Topdağ M, et al. A new transcutaneous bone anchored hearing device - the Baha® Attract System: the first experience in Turkey. *Kulak Burun Bogaz Ihtis Derg*. 2014;24(2):59-64.
107. de Wolf MJ, Hendrix S, Cremers CW, Snik AF. Better performance with bone-anchored hearing aid than acoustic devices in patients with severe air-bone gap. *Laryngoscope*. 2011;121(3):613-6.
108. Reinfeldt S, Håkansson B, Taghavi H, Eeg-Olofsson M. New developments in bone-conduction hearing implants: a review. *Med Devices (Auckl)*. 2015;8:79-93.
109. Bosman AJ, Snik AM, van der Pouw CT, Mylanus EA, Cremers CW. Audiometric Evaluation of Bilaterally Fitted Bone-anchored Hearing Aids: Evaluación audiométrica de auxiliares auditivos tipo vibrador óseo bilateral. *International Journal of Audiology*. 2001;40(3):158-67.
110. Lee LW, Humes LE. Evaluating a speech-reception threshold model for hearing-impaired listeners. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 1993;93(5):2879-85.
111. Siegert R. Partially implantable bone conduction hearing aids without a percutaneous abutment (Otomag): technique and preliminary clinical results. 2011.
112. Dutt SN, McDermott A-L, Burrell SP, Cooper HR, Reid AP, Proops DW. Speech intelligibility with bilateral bone-anchored hearing aids: the Birmingham experience. *The Journal of Laryngology & Otology*. 2002;116(S28):47-51.

113. Snik A, Mylanus E, Cremers C. Speech recognition with the bone-anchored hearing aid determined objectively and subjectively. *Ear, nose, & throat journal*. 1994;73(2):115-7.
114. Mylanus EA, van der Pouw KC, Snik AF, Cremers CW. Intraindividual comparison of the bone-anchored hearing aid and air-conduction hearing aids. *Archives of Otolaryngology–Head & Neck Surgery*. 1998;124(3):271-6.
115. Lee JY, Lee JT, Heo HJ, Choi C-H, Choi SH, Lee K. Speech Recognition in Real-Life Background Noise by Young and Middle-Aged Adults with Normal Hearing. *Journal of Audiology & Otology*. 2015;19(1):39-44.
116. Kurz A, Flynn M, Caversaccio M, Kompis M. Speech understanding with a new implant technology: a comparative study with a new nonskin penetrating Baha system. *BioMed research international*. 2014;2014.
117. Kurz A, Caversaccio M, Kompis M. Hearing performance with 2 different high-power sound processors for osseointegrated auditory implants. *Otology & Neurotology*. 2013;34(4):604-10.
118. Håkansson B, Tjellström A, Rosenhall U. Hearing thresholds with direct bone conduction versus conventional bone conduction. *Scandinavian audiology*. 1984;13(1):3-13.
119. Van der Pouw C, Snik A, Cremers C. The BAHA HC200/300 in comparison with conventional bone conduction hearing aids. *Clinical Otolaryngology & Allied Sciences*. 1999;24(3):171-6.
120. Browning GG, Gatehouse S. Estimation of the benefit of bone-anchored hearing aids. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology*. 1994;103(11):872-8.
121. Verstraeten N, Zarowski AJ, Somers T, Riff D, Offeciers EF. Comparison of the audiologic results obtained with the bone-anchored hearing aid attached to the headband, the testband, and to the "snap" abutment. *Otology & Neurotology*. 2009;30(1):70-5.
122. Håkansson B, Tjellström A, Rosenhall U. Acceleration levels at hearing threshold with direct bone conduction versus conventional bone conduction. *Acta oto-laryngologica*. 1985;100(3-4):240-52.
123. Stenfelt S, Håkansson B, Tjellström A. Vibration characteristics of bone conducted sound in vitro. *The Journal of the Acoustical Society of America*. 2000;107(1):422-31.

124. ANSI A. S3. 5-1997, Methods for the calculation of the speech intelligibility index. New York: American National Standards Institute. 1997;19:90-119.
125. Stenfelt S, Goode RL. Transmission properties of bone conducted sound: measurements in cadaver heads. *J Acoust Soc Am.* 2005;118(4):2373-91.
126. Stenfelt S, Goode RL. Bone-conducted sound: physiological and clinical aspects. *Otol Neurotol.* 2005;26(6):1245-61.
127. Stevens SS, Volkman J. The relation of pitch to frequency: A revised scale. *The American Journal of Psychology.* 1940:329-53.
128. Marrero V. Fonética perceptiva. Addenda. Madrid: UNED. <http://www.uned.es/451059/Addenda/addenda.PDF>; 2001.
129. Oxenham AJ. Pitch perception. *The Journal of Neuroscience.* 2012;32(39):13335-8.
130. Moore BC, Carlyon RP. Perception of pitch by people with cochlear hearing loss and by cochlear implant users. *Pitch: Springer;* 2005. p. 234-77.
131. Fujita S, Ito J. Ability of nucleus cochlear implantees to recognize music. *Annals of Otology, Rhinology & Laryngology.* 1999;108(7):634-40.
132. Looi V, McDermott H, McKay C, Hickson L. Music perception of cochlear implant users compared with that of hearing aid users. *Ear and hearing.* 2008;29(3):421-34.
133. McDermott HJ, McKay CM. Musical pitch perception with electrical stimulation of the cochlea. *The Journal of the Acoustical Society of America.* 1997;101(3):1622-31.
134. Wang W, Zhou N, Xu L. Musical pitch and lexical tone perception with cochlear implants. *International journal of audiology.* 2011;50(4):270-8.
135. Lekue A, Lassaletta L, Sanchez-Camon I, Perez-Mora R, Gavilan J. [Quality of life in patients implanted with the BAHA device depending on the aetiology]. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2013;64(1):17-21.
136. Boleas-Aguirre MS, Bulnes Plano MD, de Erenchun Lasa IR, Ibáñez Beroiz B. Audiological and subjective benefit results in bone-anchored hearing device users. *Otol Neurotol.* 2012;33(4):494-503.
137. Dutt SN, McDermott AL, Jelbert A, Reid AP, Proops DW. The Glasgow benefit inventory in the evaluation of patient satisfaction with the bone-anchored hearing aid: quality of life issues. *J Laryngol Otol Suppl.* 2002(28):7-14.

138. McLarnon CM, Davison T, Johnson IJ. Bone-anchored hearing aid: comparison of benefit by patient subgroups. *Laryngoscope*. 2004;114(5):942-4.
139. Saroul N, Gilain L, Montalban A, Giraudet F, Avan P, Mom T. Patient satisfaction and functional results with the bone-anchored hearing aid (BAHA). *Eur Ann Otorhinolaryngol Head Neck Dis*. 2011;128(3):107-13.
140. Tringali S, Grayeli AB, Bouccara D, Sterkers O, Chardon S, Martin C, et al. A survey of satisfaction and use among patients fitted with a BAHA. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2008;265(12):1461-4.
141. Nelissen RC, den Besten CA, Mylanus EA, Hol MK. Stability, survival, and tolerability of a 4.5-mm-wide bone-anchored hearing implant: 6-month data from a randomized controlled clinical trial. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*. 2015:1-7.
142. de Wolf MJ, Shival ML, Hol MK, Mylanus EA, Cremers CW, Snik AF. Benefit and quality of life in older bone-anchored hearing aid users. *Otol Neurotol*. 2010;31(5):766-72.
143. Searchfield GD, Tyler R. Hearing aids and tinnitus. *Tinnitus treatment: Clinical protocols*. 2006:161-75.
144. Surr RK, Montgomery AA, Mueller HG. Effect of amplification on tinnitus among new hearing aid users. *Ear and hearing*. 1985;6(2):71-5.
145. Stephens S, Hallam R, Jakes S. Tinnitus: a management model. *Clinical Otolaryngology & Allied Sciences*. 1986;11(4):227-38.
146. Choy DS. Method and apparatus for treatment of monofrequency tinnitus utilizing sound wave cancellation techniques. *Google Patents*; 2003.
147. Jastreboff PJ, Jastreboff MM. Tinnitus retraining therapy (TRT) as a method for treatment of tinnitus and hyperacusis patients. *JOURNAL-AMERICAN ACADEMY OF AUDIOLOGY*. 2000;11(3):162-77.
148. Hallam R, Rachman S, Hinchcliffe R. Psychological aspects of tinnitus. *Contributions to medical psychology*. 1984;3:31-53.
149. Shulman A. Tinnitus: diagnosis/treatment: Martha Entenmann Research Center, Inc.; 2004.
150. Coles R, Hallam R. Tinnitus and its management. *British medical bulletin*. 1987;43(4):983-98.

151. Holgers K-M, Håkansson BE. Sound stimulation via bone conduction for tinnitus relief: a pilot study: Estimulación Sonora por vía ósea para mejorar el acúfeno: un estudio piloto. *International journal of audiology*. 2002;41(5):293-300.

