



**UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA**  
**DEPARTAMENTO DE CIENCIAS MÉDICAS Y QUIRÚRGICAS**

PROGRAMA DE DOCTORADO:

AVANCES EN TRAUMATOLOGÍA. MEDICINA DEL DEPORTE.  
CUIDADOS DE HERIDAS

**ESTUDIO DEL RECONOCIMIENTO AUDITIVO  
MUSICAL Y MELÓDICO EN PACIENTES CON  
IMPLANTE COCLEAR**

**TESIS DOCTORAL**

**PRESENTADA POR D. JUAN CARLOS FALCÓN GONZÁLEZ**  
**DIRIGIDA POR EL PROF. DR. ÁNGEL M. RAMOS MACÍAS**  
**CODIRIGIDA POR EL PROF. DR. JOSÉ MARÍA LIMIÑANA CAÑAL**

**EL DIRECTOR**

**EL CODIRECTOR**

**EL DOCTORANDO**





UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS  
DE GRAN CANARIA

Departamento de Ciencias Médicas y Quirúrgicas

Anexo I

**D. ESTEBAN PÉREZ ALONSO, SECRETARIO DEL  
DEPARTAMENTO DE CIENCIAS MÉDICAS Y QUIRÚRGICAS DE  
LA UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA,**

**CERTIFICA,**

Que el Consejo Ordinario de Departamento de Doctores en su sesión de fecha 25 de octubre de 2011, tomó el acuerdo de dar el consentimiento para su tramitación, a la tesis doctoral titulada "Estudio del reconocimiento auditivo musical y melódico en pacientes con implante coclear." presentada por la doctorando, Don Juan Carlos Falcón González y dirigida por los Doctores Don Angel Manuel Ramos Macías y Don José María Limiñana Cañal.

Y para que así conste, y a efectos de lo previsto en el Artº 73.2 del Reglamento de Estudios de Doctorado de esta Universidad, firmo la presente en Las Palmas de Gran Canaria, a veinte y cinco de octubre de dos mil once.





## AGRADECIMIENTOS

El presente trabajo no hubiera sido realidad sin la colaboración de un amplio número de personas. Por ello, no puedo sino comenzar expresando mi más profundo y sincero agradecimiento:

Al Profesor Dr. D. Ángel Ramos Macías por la dirección de esta tesis, su ayuda incondicional, orientación, asesoramiento, sin cuyos estímulos y dedicación de tiempo libre no hubiera podido realizar esta tesis

Al Profesor Dr. D. José María Limiñana Cañal, por la dirección de esta tesis, por tomar particular interés en la consecución de los resultados de este trabajo y por su fundamental ayuda en la interpretación y análisis estadístico de los datos.

Al Dr. D. Ricardo Navarro García, Director del programa de doctorado, por facilitar en todo momento mi labor.

A los doctores D. Ángel Osorio Acosta y D.<sup>a</sup> Silvia Borkoski Barreiro, por su inestimable ayuda y consejo en todo momento.

A D.<sup>a</sup> Margarita Torres García de Celis y D.<sup>a</sup> Isabel Chicharro Soria por su aportación decisiva en la realización de la fase de evaluación.

A la Unidad de Apoyo a la Investigación del Complejo Hospitalario Universitario Insular Materno Infantil, por su colaboración en la realización de este trabajo de investigación.

A D.<sup>a</sup> Teresa Ramírez Lorenzo, por su predisposición permanente e incondicional.

A D. Juan Pablo Jiménez, responsable de la Unidad de Ilustración del Complejo Hospitalario Universitario Insular Materno Infantil, quien ha aportado de forma silenciosa y muy valiosa, su saber hacer.

A D. Roque Sánchez Perera, por su inestimable ayuda en la búsqueda bibliográfica.

A D.<sup>a</sup> Marta Bastarrica Martí por su aportación de conocimientos.

A mis padres porque ellos me infundaron valores de trabajo, esfuerzo superación y sembraron mi inquietud de conocer.

A los pacientes y familiares que consintieron con total confianza la realización de pruebas. Mi especial reconocimiento a ellos.

A Juana Teresa, María y Nadia, fuente constante de motivación.

A toda mi familia.

A todos, gracias.

## ÍNDICE



**ÍNDICE**

<b>I. INTRODUCCIÓN.</b>	<b>1</b>
1.1.- Anatomía y fisiología del oído.	5
1.1.1. Oído Externo.	6
1.1.2. Oído Medio.	8
1.1.3. Oído Interno.	15
1.2.- Vías y centros de la audición.	30
1.2.1. Vía auditiva ascendente.	30
1.2.2. Vía auditiva descendente.	34
1.3.- Conceptualización	35
1.3.1. La hipoacusia.	35
1.3.2. El audífono.	39
1.3.3. El implante coclear.	43
1.3.4. Psicoacústica.	50
<b>II. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS.</b>	
2.1. Justificación.	59
2.2. Hipótesis.	60
2.3. Objetivos.	61
<b>III. MATERIAL Y MÉTODO</b>	
3.1. Población y muestra.	65
3.2. Criterios de inclusión.	65
3.3. Recogida de datos y variables analizadas.	66
3.4. Implante coclear utilizado.	72
3.5. Estrategias de codificación.	73
3.6. Software de programación.	74
3.7. Programación del procesador.	75
3.8. Programación frecuencial.	79
3.9. Procedimiento.	87
3.10. Análisis estadístico de los datos.	89

<b>IV. RESULTADOS.</b>	
4.1. Análisis descriptivo.	93
4.2. Análisis de los resultados.	96
4.2.1. Asociación entre las variables que componen el test de reconocimiento instrumental, pitch y armónicos con los distintos grupos.	96
4.2.2. Asociación entre las variables que componen el test de música de Munich con los distintos grupos.	106
<b>V. DISCUSIÓN.</b>	117
<b>VI. CONCLUSIONES.</b>	131
<b>VII BIBLIOGRAFÍA.</b>	135
<b>VIII. RELACIÓN DE ABREVIATURAS.</b>	151
<b>IX. ÍNDICE DE TABLAS.</b>	155
<b>X. ÍNDICE DE GRÁFICOS</b>	159
<b>XI. ÍNDICE DE FIGURAS.</b>	163
<b>XI. ANEXOS.</b>	167

# **I. INTRODUCCIÓN**



Cada vez más, los avances tecnológicos en el campo de los dispositivos de ayuda auditiva, han conducido a evaluar de forma más sutil los aspectos complejos de la audición; procurando proporcionar al paciente hipoacúsico, el acceso a todos los aspectos auditivos del entorno sonoro.

En los últimos años, las estrategias de procesamiento del sonido incluidas en las prótesis auditivas, han sido diseñadas para incluir de forma creciente, más detalles e información específica de los estímulos acústicos del medio, obteniendo de este modo: representaciones más exactas del entorno sonoro, mejor comprensión del habla en general, mejor comprensión de la voz a baja intensidad y mejor discriminación de la señal en ruido, entre otros beneficios para sus usuarios.

La música, medio de expresión artístico y emocional, que forma parte de la cultura, integrando las actividades sociales del individuo y brindando un modo de comunicación como "lenguaje universal", constituye hoy, un desafío para todos los profesionales involucrados en el área de la audiológica clínica.

La percepción musical, incluyendo las características básicas del sonido: tonalidad, amplitud y duración; así como también los parámetros propios de la música: patrones rítmicos, melódicos y temporales; contribuyen también al enriquecimiento del mundo sonoro que percibimos y por tanto a mejorar la calidad de las experiencias auditivas. La música es un fenómeno universal y transcultural, comparable al lenguaje y superior a otros modos de exteriorización de las emociones. Su magnitud, el esfuerzo que se realiza en crear y reproducir música, conduce inexorablemente a la conclusión de que en nuestro cerebro existe un impulso básico que nos anima a producir o escuchar música.

En la actualidad, los crecientes esfuerzos en investigación, se focalizan cada vez más en la percepción de sonidos no verbales, especialmente "la música". La optimización en la capacidad de percibirla con todos sus parámetros, motiva a numerosos estudios e investigaciones, que procuran encontrar bases fisiológicas centradas en respuestas humanas, que posibiliten el perfeccionamiento de los dispositivos de ayuda auditiva para la percepción y apreciación musical.

Con el presente estudio se pretende:

- a. Evaluar y comparar el desempeño para el reconocimiento melódico-musical en usuarios de implantes cocleares en sus diversas modalidades de estimulación: eléctrica unilateral, eléctrica bilateral y eléctrica y acústica (bimodal biaural).
- b. Comparar la habilidad de reconocimiento entre las modalidades de estimulación, identificando las variables que puedan estar determinando un mejor desempeño, a fin de promover la optimización de la percepción con el implante coclear.
- c. Conocer las dificultades en cuanto al reconocimiento de instrumentos y de patrones musicales, pitch, armonía de los pacientes con implante coclear.
- d. Crear programas de asignación y modificación frecuencial en la fundamental, asignada al implante coclear y comparar con los programas elaborados de forma estándar.

## 1.1.- ANATOMÍA Y FISIOLOGÍA DEL OÍDO

El sonido, es un fenómeno que involucra la propagación de ondas elásticas, generadas por el movimiento vibratorio de un cuerpo, a través de un medio fluido u otro medio elástico, generalmente el aire. El proceso biológico específico que permite al ser vivo captar e interpretar las vibraciones de las moléculas del medio externo dentro de un rango determinado, es la audición.

En el ser humano la audición tiene un gran significado, ya que gracias a él se ha desarrollado el lenguaje, una de las características principales en la evolución de nuestra especie.

La estimulación sonora del sistema auditivo permite la recepción del sonido procedente del entorno, para su análisis e integración de la información percibida junto a otras procedentes de los demás sentidos.

En este proceso intervienen el oído externo (pabellón auditivo y conducto auditivo externo), el oído medio (caja del tímpano: membrana timpánica y huesecillos), el oído interno (cóclea), nervio auditivo y sistema nervioso central (Figura 1).<sup>(1)</sup>

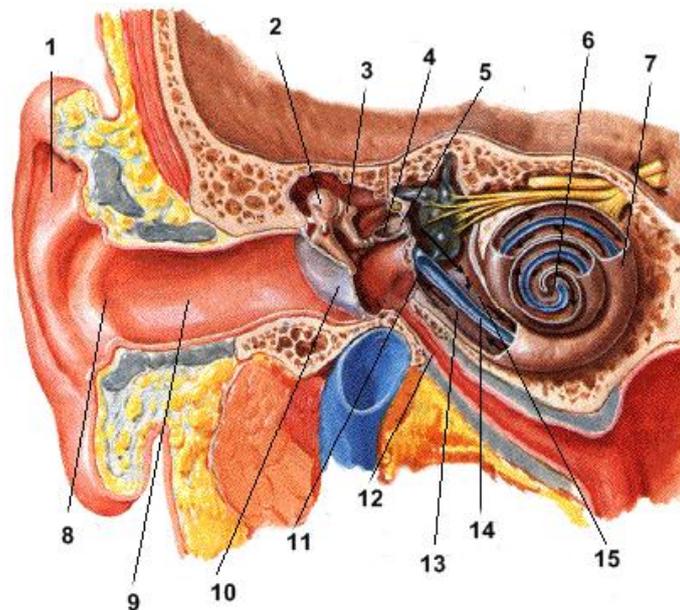


Figura 1: Anatomía del oído humano: 1. Pabellón Auricular; 2. Martillo; 3. Yunque; 4. Estribo; 5. Ventana Oval; 6. Helicotrema; 7. Caracol; 8. Orificio Auditivo; 9. Conducto Auditivo; 10. Tímpano; 11. Ventana Redonda; 12. Trompa de Eustaquio; 13. Escala Vestibular; 14. Escala Media; 15. Escala Timpánica. (1)

### 1.1.1.- Oído externo

El oído externo está compuesto por el pabellón auricular u oreja y el conducto auditivo externo (CAE), estructuras que derivan de los dos primeros arcos branquiales y de la primera hendidura branquial. <sup>(2)</sup>

El pabellón auricular u oreja es la parte más externa del oído, está formado por un conjunto de elementos fibrocartilagosos, ligamentos y músculos, recubierto de tejido célula-adiposo y piel. Implantada a cada lado del cráneo, por debajo de la región temporal, detrás del región parótido-maseterina y por encima y delante de la inserción superior del esternocleidomastoideo. De forma y tamaño variable aunque tiene unas medidas medias de entre 60-65 mm de eje vertical; 35-39 mm de eje transversal.

El CAE es una estructura tubular que se extiende desde la concha hasta la membrana timpánica, su delimitación con el pabellón auricular se denomina *meato auditivo externo*. En su morfología general no es rectilíneo, sino que aparece curvado a modo de S itálica, posee una longitud total de entre 20 y 30mm.

El tercio externo es fibroso en su parte superior y cartilaginoso en el resto, éste esqueleto fibrocartilaginoso está cubierto por piel, rico en folículos pilosos y en las glándulas ceruminosas; presentando dos fisuras con pérdida de sustancia denominadas de Santorini o de Duverney en su parte anteroinferior relacionada con la glándula parótida.

Los dos tercios internos poseen un esqueleto óseo que se abre en la cara externa del temporal, formado a expensas del hueso timpanal en su parte anteroinferior, mientras que las paredes superior y posterior están formadas por el hueso escamoso. La espina de Henle o *spina suprameatica*, se encuentra en el orificio externo del conducto óseo constituyendo una importante referencia quirúrgica.

Está cubierto por piel desprovista de anejos y que se continúa con el revestimiento externo de la membrana timpánica, siendo esta última el límite interno del conducto auditivo externo. Mediante esta membrana queda separado el oído externo del oído medio.

El aporte arterial del pabellón procede de la arteria temporal superficial y de la auricular posterior, estas mismas arterias irrigan la parte externa del CAE. La parte profunda está irrigada por ramas de la arteria timpánica. El drenaje venoso es paralelo al arterial y termina en la vena temporal superficial anteriormente, por detrás en la vena auricular posterior y en la vena emisaria mastoidea.

El drenaje linfático del pabellón discurre por tres grupos de vasos, el anterior que drenan en el ganglio preauricular, los posteriores en los ganglios mastoideos y los inferiores en los de la cadena yugular interna. En el CAE la trama linfática es muy abundante presentando múltiples anastomosis, termina en los ganglios parotídeos superiores, inferiores, superficiales y profundos, en los ganglios de la yugular externa y en el ganglio yugulodigástrico. Los nervios motores para el oído externo provienen de la rama temporosuperficial del VII par. La inervación sensitiva procede del plexo cervical superficial y de la rama auriculotemporal de la tercera rama del V par craneal.

También participan en la inervación sensitiva el nervio intermediario de Wrisberg (ramo sensitivo del VII par), que inerva la parte más profunda e inferior de la concha auricular, denominada zona de Ramsay-Hunt y el ramo recurrente de Arnold (X par craneal) que lleva la sensibilidad a la porción posteroexterna del CAE constituyendo la rama aferente del reflejo tusígeno observado durante la exploración instrumental del oído

### **Fisiología del oído externo**

El pabellón auricular u oreja está dispuesta de forma que conduce las ondas sonoras hacia el CAE y participa en la localización espacial de los sonidos basándose en las diferencias de intensidad y de tiempo de percepción.<sup>(3)</sup>

El CAE posee funciones defensivas y acústicas como elemento conductor de la onda sonora hasta la membrana timpánica. Se comporta como un pequeño adaptador de impedancias entre la baja impedancia del medio aéreo y la del propio tímpano. El pabellón auricular participa en un incremento de percepción de frecuencias medias-altas (3-6 kHz), la ganancia que puede permitir el CAE depende directamente de su dimensión. Presenta un máximo de ganancia

(12-15 dB) entre los 3,4 kHz dada su longitud de 2,5 cm, tiene alguna ganancia para frecuencias comprendidas entre los 8-12 kHz y no tiene ninguna modificación para las frecuencias graves.<sup>(4)</sup>

### 1.1.2.- Oído medio

El oído medio está formado por la caja timpánica, el sistema neumático del temporal y la Trompa de Eustaquio. Estas cavidades aéreas se encuentran labradas en el hueso temporal, excepto el segmento faríngeo de la Trompa de Eustaquio. El sistema de cavidades que forman el oído medio está cubierto por un epitelio mucoso respiratorio, que pierde sus elementos ciliados a medida que se aleja del orificio timpánico de la Trompa de Eustaquio y en la que existen glándulas secretoras.

**Caja Timpánica:** Es una cavidad ubicada entre el oído externo y el oído interno, está situada en la porción anterior del segmento petroso del hueso temporal, de forma cúbica y limitada por seis paredes.

Podemos distinguir tres pisos o niveles, de arriba hacia abajo son: ático o epítímpano, mesotímpano o atrio e hipotímpano o receso hipotimpánico.

**Pared externa:** formada por la membrana timpánica, que se inserta en una ranura semicircular tallada en el marco óseo timpanal por medio del anillo fibroso de Gerlach, salvo en la porción superior correspondiente a la membrana flácida de Shrapnell donde no existe surco. La membrana timpánica separa el CAE de la caja del tímpano, está orientada hacia adelante, abajo y hacia afuera. En su cara externa se pueden observar dos porciones:

- *La pars flácida* o membrana de Sharpnell situada en la parte superior del tímpano, separada de las pars tensa por los ligamentos timpanomaleolares anterior y posterior
- *La pars tensa*, forma la mayor parte de la membrana timpánica. Es cruzada en su mitad superior por el mango de martillo, ésta referencia anatómica señala el umbo u ombligo que es la zona de más profundidad y marca el

centro geométrico de la membrana. El mango del martillo sobresale en su parte más alta debido al abultamiento de su apófisis corta.

La podemos dividir en cuatro cuadrantes si trazáramos una línea imaginaria coincidente con el mango del martillo y otra perpendicular a ésta. El cuadrante posterosuperior es el lugar de proyección externa del sistema de huesecillos del oído.

Tiene triple origen embrionario, la mucosa interna de origen endodérmico se continúa con la del oído medio, de origen ectodérmico es la capa epidérmica que la tapiza externamente y se continúa con la epidermis del CAE. La capa media es de origen mesodérmico, formada por fibras de tejido conectivo: fibras elásticas y colágenas, éstas se condensan en la periferia formando el anillo fibroso de Gerlach. Las fibras se encuentran en toda la pars tensa, son escasas en el cuadrante posterosuperior. La pars flácida carece de fibras y en general de capa media.

**Pared interna:** separa el oído medio del oído interno. Existe en ella una estructura anatómica central que es el promontorio, elevación ósea que se corresponde con la proyección hacia el oído medio de la espira basal de la cóclea. Por encima y detrás de ésta se encuentra una depresión denominada fosa oval, en cuyo fondo se encuentra la ventana oval, cerrada por la platina del estribo y es la apertura al oído medio del vestíbulo del laberinto. Por debajo y detrás del promontorio se observa otra depresión, la fosa de la ventana redonda, en el fondo de la cual encontramos la ventana redonda, apertura de la rampa timpánica de la cóclea en el oído medio y que se encuentra cerrada por una membrana denominada tímpano secundario o falso tímpano.

Por encima y detrás de la ventana oval se encuentra un relieve óseo, denominado acueducto de Falopio o conducto del facial, en el discurre el VII par. Corresponde a la segunda porción y al segundo codo del facial, que presenta en esta zona dehiscencias en un 79,6% de los casos.<sup>(5)</sup>

Por encima y delante de la ventana oval y del promontorio se localiza el conducto de músculo de martillo, su cara externa generalmente es dehiscente por lo que en

realidad es un hemicanal. La apertura de este canal que alberga el músculo del martillo, termina en un tendón que sale del conducto formando una prominencia conocida como “pico de cuchara”.

**Pared superior:** se denomina también techo del tímpano (*tegmen tympani*), delgada lámina ósea de entre 5 o 6 mm de espesor que separa la fosa craneal media de la caja del tímpano. En algunos casos la pared superior es dehiscente de tal manera que la cara externa de la duramadre está adherida a la mucosa del oído medio.

**Pared inferior:** denominada también suelo de la caja o pared hipotimpánica. Es irregular, su parte central es la más declive, proporcionando al hipotímpano unos 2 mm de profundidad por debajo del marco timpanal, presenta pequeñas celdillas excavadas en el espesor óseo. Limita con la fosa yugular y el golfo de la yugular, separadas de la caja del tímpano por un espesor de hueso de grosor variable y en ocasiones dehiscente.

**Pared posterior:** en la región superior de esta pared, detrás del ático y en continuación con él, encontramos el *aditus ad antrum*, pequeño canal que une el ático con el antro mastoideo. En la parte inferior del orificio del aditus encontramos la *fossa incudis*, lugar en donde se acomoda la apófisis corta del yunque, sirve de referencia anatómica para localizar la tercera porción del facial y el bloque laberíntico. Por debajo de esta fosita se encuentra la pirámide, por donde asoma el tendón del músculo del estribo. La pared posterior tiene una relación estrecha con la tercera porción del VII par.

**Pared anterior:** es irregular, su mitad superior corresponde al orificio de la Trompa de Eustaquio. Por encima y por dentro del orificio tubárico está situado el canal del músculo de martillo separado de él por un delgado tabique óseo.

La mitad inferior denominada porción carotídea, es un fino tabique óseo que separa la porción vertical y el codo del conducto carotídeo de la mucosa de la caja.

El contenido de la caja está compuesto por tres osículos, que de lateral a medial son martillo, yunque y estribo anclados por ligamentos a las paredes de la caja y dinamizados por dos músculos, el del martillo y el del estribo respectivamente. Son los primeros huesos que se osifican por completo durante el desarrollo y alcanzan su morfología adulta a las tres semanas de vida.<sup>(2)</sup>

La cadena oscicular conecta la membrana timpánica con la ventana oval. El martillo se inserta en la membrana timpánica y el estribo por medio de la platina cierra la ventana oval. El yunque está situado entre ambos y se articula con ellos, esto lo convierte en el hueso más débil de la cadena, ya que no posee un músculo de sostén.

Las superficies articulares de éstos huesecillos están cubiertas de cartílago y englobadas por una cápsula articular.

El **sistema neumático del temporal** es un complejo de cavidades excavadas en el hueso temporal y que se desarrolla principalmente en la apófisis mastoidea. Constituido por un gran número de pequeñas celdas de las que el antro mastoideo resalta por su tamaño mayor. El completo desarrollo del sistema neumático del temporal se alcanza en el período postnatal, hasta el cuarto o quinto año de vida.<sup>(6)</sup>

El proceso de neumatización puede no detenerse en la apófisis mastoidea y seguir hacia el hueso occipital, peñasco, muro de ático, escama y apófisis cigomática

**La Trompa de Eustaquio** es un conducto osteocondromembranoso con su eje mayor que se dirige de forma oblicua desde la caja timpánica hacia abajo, adelante y hacia la línea media, comunica la pared lateral de la rinofaringe con la pared anterior de la caja timpánica. Formada por dos porciones, la más cercana a la caja es ósea, que sigue como lo hemos mencionado un eje oblicuo, formando un túnel en la cara inferoexterna del peñasco hasta la unión de éste con la escama, donde se hace más estrecho formando lo que se denomina istmo tubárico. La segunda porción es fibrocartilaginosa, posee una luz virtual que se

abre en condiciones normales cuando los músculos del velo de paladar se contraen.<sup>(7)</sup>

La apertura de la Trompa hace que la entrada de aire desde la rinofaringe hacia el oído medio equilibre las presiones endoexotimpánicas.<sup>(2,8)</sup>

Todo el conducto está tapizado por un epitelio pseudoestratificado ciliado respiratorio, el número de cilios decrece desde el orificio faríngeo al timpánico y presenta un movimiento ciliar o “aclaramiento ciliar” dirigido hacia el orificio tubárico. El epitelio posee glándulas serosas y mucosas que son más abundantes en la región fibrocartilaginosa. Condensaciones de tejido linfóide se observan en las proximidades de la apertura faríngea, siendo más nítidas en niños pequeños, constituyendo una verdadera amígdala tubárica, que regresa hasta desaparecer en el adulto.<sup>(9)</sup>

### **Vascularización**

La caja del tímpano y la apófisis mastoides reciben la irrigación de seis ramas arteriales: la arteria meníngea media, la arteria faríngea ascendente, arteria estilomastoidea, arteria maxilar interna que da lugar la arteria timpánica anterior, la arteria carótida timpánica y la arteria subarcuata.

La Trompa está vascularizada en su porción fibrocartilaginosa por las arterias palatina y faríngea ascendente, mientras que en su porción ósea está irrigada por la arteria meníngea media.

### **Fisiología del oído medio**

El oído medio juega un papel funcional de máxima importancia en la fisiología auditiva.

Sus funciones específicas son:

1. Transformar las ondas acústicas en vibraciones mecánicas que de esta forma serán transmitidas al oído interno a través de la ventana oval.

2. Adaptar las impedancias del medio aéreo en la que viaja la onda sonora y el medio líquido en el que están inmersos los elementos sensoriales del oído interno. El oído medio evita la resistencia física del medio líquido de la cóclea al recibir las ondas sonoras que provienen del medio aéreo. El medio líquido presenta una impedancia que supera entre 40 y 50 veces a la del medio aéreo. Por este motivo, sin la participación del oído medio, las ondas sonoras que alcanzasen la ventana oval serían reflejadas y no podrían ser analizadas por el oído interno. <sup>(10)</sup>
3. De protección del oído interno ante sonidos de gran intensidad que, de ser transmitidos al oído interno, podrían causar lesiones irreversibles en el sistema auditivo.
4. Mantiene el equilibrio de las presiones aéreas entre ambos lados de la membrana timpánica, facilitando el paso de las ondas sonoras desde el CAE a la cadena de huesecillos.

**Fisiología de la membrana timpánica:** las vibraciones de la membrana timpánica son muy complejas y dependen de la frecuencia e intensidad del sonido que recibe, son estudiadas desde Helmholtz y von Békésy hasta Tonndorf y Khanna. <sup>(11)</sup>

La membrana timpánica, en reposo, está en tensión constante debido al sistema de fibras radiales y circulares que la constituyen, lo que le permite captar ondas de baja intensidad. Las características vibrátiles de la membrana del tímpano son muy complejas, al vibrar no lo hace de forma homogénea. Ya von Békésy en sus estudios observó que la membrana no vibraba de la misma forma para sonidos de diferentes tonos. Actualmente se acepta que, para la mayoría de los sonidos, su región central se desplaza más que las periféricas, próximas al anillo de Gerlach. Mientras que sonidos de frecuencias extremas parecen en cambio estimular áreas alejadas de la región central. <sup>(12)</sup>

El sistema que adapta las impedancias del oído medio, se inicia entonces en la membrana timpánica, ya que por sus características físicas permite un incremento de presión sobre la ventana oval. En el hombre la diferencia de tamaño (20/1) entre

el tímpano y la ventana oval hace que la presión total final que actúa sobre la membrana oval se vea incrementada hasta 24 veces; lo que supone una ganancia de hasta 27 dB. La ganancia de presión no es constante y depende de la frecuencia del sonido. <sup>(1, 12)</sup>

**Función de la cadena de huesecillos:** las vibraciones que se producen en la membrana timpánica al llegar la onda sonora son transmitidas por continuidad con el hueso del martillo a la cadena de huesecillos. La cadena posee un sistema de fijación a la caja del tímpano mediante músculos y ligamentos que participan en los movimientos, pero también lo limitan.

La articulación entre el martillo y el yunque está muy limitada por la fijación del primero a la membrana timpánica, por los ligamentos de ambos músculos y por el músculo del martillo. Por ello ambos huesos suelen desplazarse como un conjunto. En cambio la articulación entre el yunque y el estribo es muy móvil y sólo se encuentra limitada por el músculo del estribo y la fijación de la platina del estribo a la membrana oval mediante el ligamento anular de la platina.

Son tres los ejes en torno de los cuales se realizan los movimientos de la cadena de huesecillos del oído medio, resultando en un movimiento palanca. <sup>(10)</sup>

Podemos considerar que la membrana del tímpano, el martillo y yunque conforman un conjunto funcional. Este conjunto se mueve en torno a un eje horizontal que permite movimientos de rotación a la articulación entre yunque y el estribo. Los movimientos de la platina en cambio depende de la intensidad del sonido, sonidos con intensidad inferiores a 120 dB el estribo se comporta como un pistón con respecto a ventana oval, en cambio cuando el sonido es de intensidad superior, se produce un cambio de eje que tiende a proyectar el estribo hacia atrás. <sup>(1,12)</sup>

El sistema adaptador de impedancias del oído medio tiene dos aspectos: un sistema de incremento de la presión debido a las diferencias de tamaño entre la membrana timpánica y la ventana oval y un sistema de palanca constituido por los huesecillos, articulaciones y músculos del oído medio. La contracción de los músculos del oído medio se realiza en forma conjunta, teniendo como resultado: la restricción de los

movimientos de la cadena oscicular, tensan la membrana del tímpano y disminuyen la sensibilidad auditiva para algunas frecuencias.<sup>(12, 13)</sup>

La latencia de la contracción de estos músculos es relativamente alta, este hecho supone que los reflejos de estos músculos no protegen al receptor auditivo ante sonidos bruscos, aunque sí lo hacen ante sonidos fuertes mantenidos. Pero en sonidos de muy larga duración, la fatiga auditiva provoca un relajamiento muscular progresivo que lleva a la lesión final del sistema.<sup>(1)</sup>

**Fisiología de la Trompa de Eustaquio:** el equilibrio de las presiones a ambos lados de la membrana del tímpano, se mantiene gracias a un proceso regular y rítmico de apertura-cierre de la Trompa, mediado por la contracción de los músculos periestafilinos externos e internos durante la deglución. Existen también otros procesos que permiten su apertura y son el bostezo, el estornudo, la fonación o las maniobras de Valsalva.

### 1.1.3.- Oído interno

El oído interno se encuentra ubicado en el interior del peñasco del hueso temporal. Puede dividirse morfológicamente en el laberinto óseo, estructura única con numerosas cavidades excavadas en el hueso temporal y el laberinto membranoso, sistema que se encuentra en el interior del laberinto óseo y donde se ubica el receptor auditivo y el vestibular. Ambos laberintos se encuentran separados por un líquido denominado perilinfa, mientras que dentro de laberinto membranoso se encuentra la endolinfa.<sup>(14)</sup>

**Laberinto óseo:** en él se distinguen tres regiones anatomofuncionales, el vestíbulo y los canales semicirculares y la cóclea o caracol.

El *vestíbulo* es un paralelepípedo muy irregular en el que se distinguen seis paredes que contienen en su interior el utrículo y el sáculo.

Su pared externa está constituida por la ventana oval separa el oído medio del interno. Ésta ventana está cerrada por membrana oval sobre la que se fija la platina de estibo.

La pared interna separa el oído interno del fondo del conducto auditivo interno (CAI) permitiendo el paso de los nervios auditivo y vestibular y del acueducto del vestíbulo, en su región anterior posee dos depresiones separadas por la cresta del vestíbulo: la fosita semiovoidea donde asienta el utrículo y la fosita semicircular en donde se apoya el sáculo. Detrás de ésta última fosita encontramos la fosita coclear.

En la pared anterior se observa por arriba la primera porción del acueducto de Falopio o canal del facial y hacia abajo el orificio de la rampa vestibular del caracol óseo.

Su pared superior posee en la región anterior el orificio ampular del canal semicircular externo y por detrás el orificio no ampular común de los canales semicirculares posterior y superior.

La pared inferior está constituida hacia adelante por el inicio de la lámina espiral ósea y hacia atrás por el borde la fosita coclear.

Los *canales semicirculares* son formaciones tubulares arqueadas que abarcan un semicírculo cada uno. Colocados según las tres dimensiones del espacio, en los tres planos ortogonales, en el parasagital se encuentra el canal semicircular superior, el horizontal se encuentra en el plano frontal y en el horizontal el canal semicircular externo.

Cada canal presenta dos extremos, uno dilatado llamado porción ampular o ampolla del canal y el otro extremo presenta características propias en cada canal. En el externo es tubular y en los canales semicirculares superior y posterior se fusionan en uno único denominado cruz común.

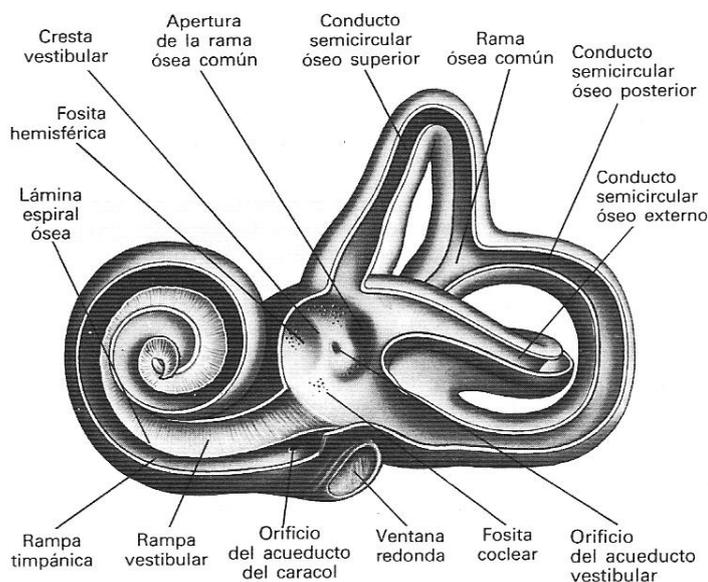
La *cóclea* está situada en el espesor del peñasco del hueso temporal, formado por un tubo enrollado en espiral en torno a un eje óseo denominado modiollo o columela de Breschet que es oblicuo en los tres planos anatómicos.

En el ser humano describe 2 y  $\frac{1}{2}$  a 2 y  $\frac{3}{4}$  espiras. La cóclea se describe como con dirección oblicua en dirección superoinferior, posteroanterior y lateromedial,

entonces la porción más ancha o base se encuentra posterior y lateral con respecto al ápex o región más estrecha. No obstante, por convenio internacional para el estudio anatómico e histológico de la cóclea se considera que el ápex se sitúa superiormente y la base inferiormente. <sup>(15)</sup>

El modiolo se encuentra por fuera, conformando el canal de Rosenthal donde se aloja el ganglio auditivo o de Corti, y en el centro para permitir el paso de los filetes nerviosos que forman el nervio auditivo, que atraviesan la base de la cóclea por la lámina cribiforme de la fosita coclear y penetran en el conducto auditivo interno.

El *laberinto membranoso* se adapta al interior del laberinto óseo y por lo tanto se considera la existencia de tres partes, el vestíbulo, los canales semicirculares y la cóclea o caracol membranoso (*Figura 2*).



*Figura.2. Interior del laberinto óseo izquierdo. (16)*

El vestíbulo membranoso está constituido por los receptores vestibulares: la mácula utricular, la mácula sacular y las crestas ampulares de cada canal, y el receptor auditivo. Ambos sistemas laberínticos del laberinto membranoso se comunican entre sí mediante el *canalis reuniens*, que une el sáculo con la cóclea membranosa. La cavidad de la cóclea está compartimentada en tres rampas: por un lado la estructura conjunta formada por la lámina espiral ósea y la membrana

basilar y, por otro, la membrana de Reissner. Entre ambas se encuentra el *ductus cochlearis* o rampa media, de sección triangular, y en que se encuentra el receptor auditivo u órgano de Corti, el lado externo del triángulo está formada por el ligamento espiral una estructura que fija la rampa al hueso y la estría vascular. Por encima de la membrana de Reissner se encuentra la rampa vestibular y bajo la membrana basilar se encuentra la rampa timpánica (Figura 3).<sup>(17)</sup>

El sistema receptor auditivo u órgano de Corti está ubicado en la rampa media, sobre la membrana basilar y sobre ella se arrolla en espiral en torno del hueso del modiollo. Se pueden identificar dos tipos celulares: las células sensoriales (células ciliadas internas y externas) y las células de soporte (Figura 4).

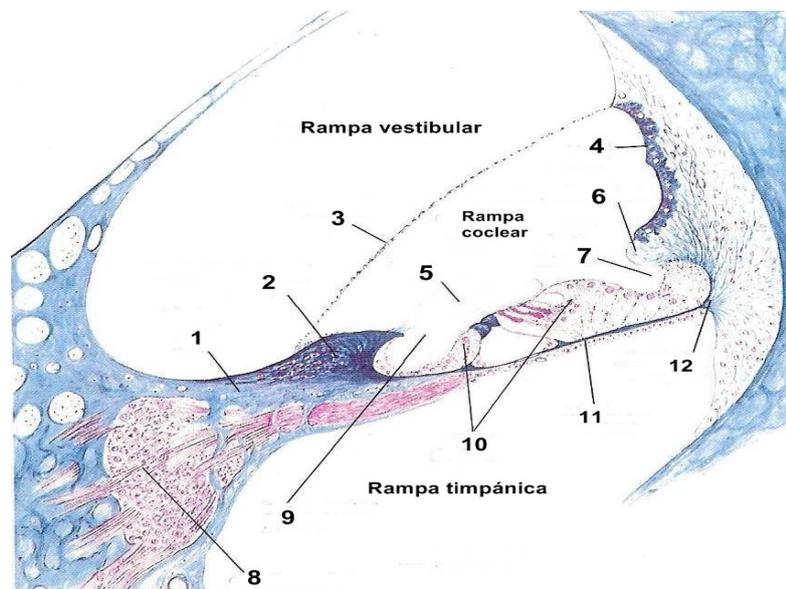
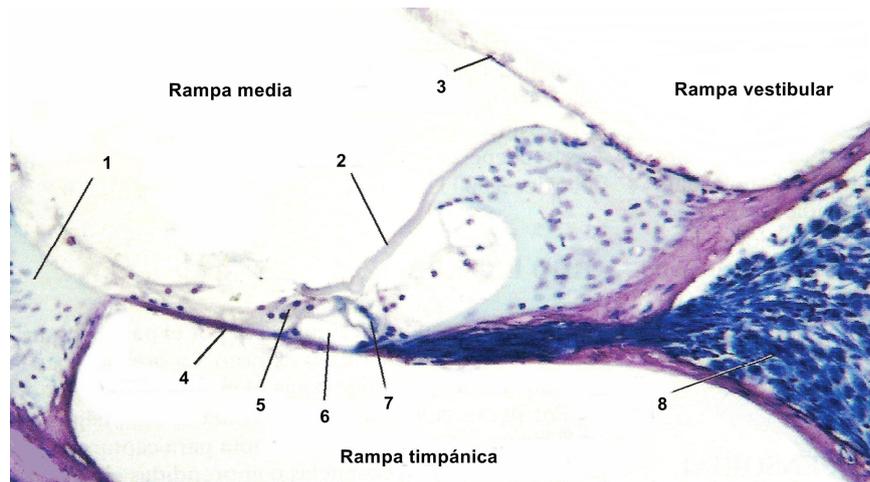


Figura 3: Sección de la segunda vuelta del caracol (Tinción de Mallory): 1. Lámina espiral ósea; 2. Borde de la lámina espiral ósea; 3. Membrana vestibular; 4. Estría vascular; 5. Membrana tectorial; 6. Prominencia espiral; 7. Surco espiral externo; 8. Ganglio espiral; 9. Surco espiral interno; 10. Órgano de Corti; 11. Membrana basilar; 12. Ligamento espiral. (18)

Las células de Deiters y las células de los pilares del túnel de Corti son las células de soporte principales. Las células de Deiters se sitúan bajo las células ciliadas externas, las internas también tienen un elemento de soporte que no recibe denominación específica. Las células de los pilares son dos hileras de células (pilar interno y externo) unidas entre sí, delimitando un espacio denominado túnel

de Corti, permiten el paso entre ellas de las fibras nerviosas que inervan las células ciliadas externas y a las que forman el plexo espiral del túnel de Corti.

Existen otras células de soporte con menos relevancia funcional o estructural, como las de Hensen entre otras.

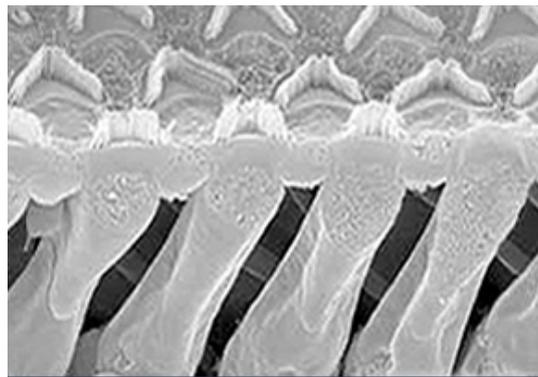


*Figura 4: Microfotografía de una sección de una de las espiras de la cóclea (Órgano de Corti): 1. estría vascular; 2. membrana tectoria; 3. membrana de Reissner; 4. membrana basilar; 5. células ciliadas externas; 6. Túnel de Corti; 7. células ciliadas internas; 8. ganglio espiral. (19)*

Las células del órgano de Corti se encuentran cubiertas por una membrana acelular, con glucoproteínas y glucosaminoglucanos, la membrana tectoria, que en su cara basal se anclan los esterocilios de las células ciliadas externas que dejan impresiones en dicha membrana en forma de V o W, participa en la activación de éstas células a través del cambio direccional de sus esterocilios. <sup>(20)</sup>

En el órgano de Corti se identifican dos tipos de células sensoriales o receptoras, las células ciliadas internas (CCI) organizadas en una única hilera en el lado interno del túnel de Corti y las células ciliadas externas (CCE) dispuestas en tres hileras en el lado externo del túnel (*Figura 5*). Ambos tipos celulares poseen esterocilios en su polo apical, un soma celular y en su polo basal reciben la inervación de las fibras aferentes y eferentes. Estos dos tipos celulares presentan características morfofuncionales diferentes, las CCI tienen un soma piriforme, sin capacidad contráctil y son las verdaderas células sensoriales encargadas de enviar el mensaje auditivo al sistema nervioso central y las CCE que muestran un

cuerpo celular cilíndrico y participan en la mecánica coclear con contracciones a la estimulación auditiva. Ambos grupos celulares son transductores mecanobiológicos sensibles y capaces de transformar la energía mecánica de la onda sonora, en energía bioeléctrica, haciendo que la información sonora se transforme en un mensaje auditivo que alcanza la corteza cerebral mediante la vía auditiva. <sup>(14,21)</sup>



*Figura 5: Micrografía: Células ciliadas National Institute on Deafness and Other Communication Disorders (NIDCD). [22]*

## **Vascularización**

La irrigación del oído interno está propiciada por la arteria auditiva interna, rama de la arteria cerebelosa inferior.

La cóclea de los mamíferos reciben fibras nerviosas aferentes, que van al tronco cerebral por el nervio auditivo, fibras eferentes que provienen de los núcleos olivares por el fascículo de Rasmussen y fibras simpáticas que llegan desde los ganglios cervicales. <sup>(14, 23, 24)</sup>

## **Fisiología de oído interno**

En el oído interno y concretamente en el receptor auditivo se realiza la transducción mecanoeléctrica, que permite la conversión de la onda sonora en mensaje neural que será transmitido por las fibras nerviosas de la vía auditiva hasta la corteza cerebral. Con independencia de las características o la

complejidad de la onda sonora que lo alcance, el receptor auditivo analiza la frecuencia (desde 20 a 20 kHz) y la intensidad (hasta 130 dB) del sonido, con una discriminación temporal de 1ms. Para estos procesos dispone de sistemas mecánicos y mecanoeléctrico que, como veremos a continuación, realizan su función en condiciones físico-químicas concretas que permiten los líquidos laberínticos.<sup>(25)</sup>

### **Líquidos laberínticos**

Los líquidos laberínticos, perilinfa y endolinfa poseen gran importancia dentro de la fisiología coclear. La perilinfa, de composición iónica similar a otros líquidos extracelulares (y similar a la del líquido cefalorraquídeo), con una alta concentración de  $\text{Na}^+$  (140-150 mEq/l) y baja en  $\text{K}^+$  (3,5-7mEq/l), proteínas (1-1,5g/l) y  $\text{Cl}^-$  (110 mEq/l).

La endolinfa con una composición similar a la de los líquidos intracelulares, posee una alta concentración de  $\text{K}^+$  (110-145 mEq/l), baja en  $\text{Na}^+$  (1-5 mEq/l) y muy baja en proteínas (0,3-0,6 g/l), con una concentración de  $\text{Cl}^-$  (130 mEq/l). La endolinfa es hiperosmótica (330 mOsm/kg) con respecto a la perilinfa (290 mOsm/kg).

Entre las funciones de los líquidos laberínticos cabe destacar:

1. Transmiten a las células sensoriales la presión sonora que recibe la membrana oval.
2. Mantienen un ambiente iónico adecuado (rico en potasio) en la superficie de las células sensoriales (zona donde se realiza la transducción mecanoeléctrica).
3. Generan entre ellos un potencial estático, el potencial endococlear, que participa en los intercambios iónicos durante la activación sonora.
4. Permiten el transporte de nutrientes y gases desde la sangre a los distintos tipos celulares de la cóclea (aunque muchos de éstos tipos celulares se nutren por imbibición).<sup>(26)</sup>

La producción de la perilinfa parece relacionarse con la filtración simple desde el líquido cefalorraquídeo, mientras que datos experimentales indican que en la producción de la endolinfa se encuentra implicada la *stria vascularis*. La diferente composición iónica y proteica entre los líquidos laberínticos se traduce en una diferencia de potencial (100-120 mV) entre ambos líquidos que se denomina potencial endococlear. Este potencial es importante en la despolarización de las células ciliadas, siendo registrable sólo en la cóclea, ya que entre la endolinfa y perilinfa del vestíbulo no existe. <sup>(12)</sup>

### **Mecánica coclear**

En la membrana oval se produce el verdadero paso de la vibración del medio aéreo al medio líquido. Éste al ser incompresible, cambia la vibración en presión que es transmitida al interior de las cámaras cocleares provocando la oscilación de las membranas cocleares, alcanzando la ventana redonda donde la presión generada se descomprime. De esta manera se genera un sistema de vaivén entre la membrana oval y redonda, que impide la acumulación de energía en el interior coclear, que resultaría dañino para el receptor auditivo.

### **Mecánica coclear pasiva**

La onda de presión utiliza la membrana basilar coclear como plano de avance desde la base al ápex coclear, los movimientos de la membrana basilar provocarán el desplazamiento del receptor auditivo y, por lo tanto, incidirán directamente en su actividad. <sup>(1)</sup>

La mecánica de la membrana basilar, que resume de alguna manera la actividad pasiva del oído interno, dio origen a dos teorías, la de la resonancia de von Helmholtz y la teoría de la onda viajera de von Békésy. Von Helmholtz supone la existencia de segmentos funcionalmente independientes en la membrana basilar, de longitud y grosor específicos, que resonarían de manera exclusiva con una frecuencia característica.

En cambio Von Békésy sugiere que cada sonido inicia una onda, la onda viajera, que recorre toda la membrana basilar, con un desplazamiento máximo para cada

frecuencia en una región determinada <sup>(1)</sup>. Según von Békésy la membrana basilar se comporta como un analizador del sonido que realizaría el papel de filtro acústico.

Ambas teorías coinciden en la existencia de una distribución de frecuencias en la membrana basilar denominada tonotopía coclear o cocleotopía.

La membrana basilar varía de longitud y grosor de manera progresiva a lo largo de su recorrido desde la base al ápex de la cóclea, por lo que es más gruesa y corta en la base y, progresivamente más fina y larga hacia el ápex.

Este hecho apoya la hipótesis de la tonotopía coclear, cada zona de la membrana basilar tiene una frecuencia de resonancia propia (Figura 6).

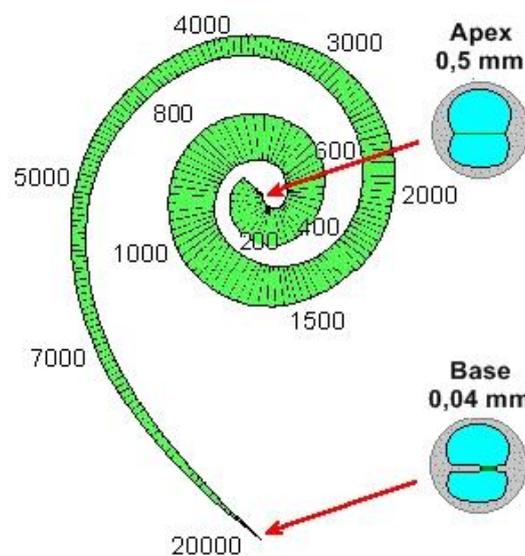


Figura 6: Puntos de máxima estimulación en la cóclea para distintas frecuencias. (27)

Las frecuencias agudas provocan el desplazamiento máximo de la membrana basilar en la espira basal, y las graves lo hacen en el ápex. En la distribución tonotópica de la cóclea, no sólo se debe a la membrana basilar, sino también a otras estructuras que existen en diferentes regiones de la espira coclear. Dentro de éstas estructuras cabe destacar que la membrana tectoria se elonga y

adelgaza cuanto más apical se encuentra, y que las células ciliadas externas en mayor medida que las internas son más pequeñas en la base coclear y se hacen progresivamente más largas en el ápex, como le sucede también a sus esterocilios. La longitud de las células ciliadas externas está íntimamente relacionada con la codificación de frecuencias por el órgano de Corti, también diferencias en la inervación de éstas células contribuirían a dicha selectividad frecuencial. La distribución tonotópica de las frecuencias no es exclusiva de la cóclea, tiene su representación a todos los niveles de la vía auditiva hasta la corteza cerebral. <sup>(20,25)</sup>

Estos avances nos permiten aclarar que, cuando un sonido alcanza la membrana basilar, debido a su elasticidad se inicia una “onda viajera” en la base coclear que recorre toda la membrana hacia el ápex. <sup>(1)</sup>

La amplitud de la onda va aumentando lentamente hasta que en la región denominada “de resonancia” alcanza el máximo desplazamiento de la membrana basilar, que luego disminuye de manera brusca hasta que la onda desaparece. Cuando se alcanza el máximo desplazamiento o máxima excursión en la membrana basilar se produce un consumo rápido de la energía cinética de la onda y esto lleva al final de la oscilación de la misma. <sup>(4,29)</sup>

Existe una región característica de la membrana basilar para cada frecuencia y que responde de forma específica al estímulo, esto hace que la membrana basilar constituya el primer filtro acústico, comportándose como un analizador del sonido.

Sólo los sonidos de alta intensidad corresponden a este modelo pasivo, la audición de sonidos de baja o media intensidad sólo puede ser explicada por la existencia de mecanismos activos. <sup>(4,28)</sup>

### **Mecánica coclear: procesos activos**

Cuando se estimula la cóclea con frecuencias puras a intensidades medias y bajas, el estudio de la actividad eléctrica de las fibras del nervio auditivo indica que sólo un grupo pequeño de fibras nerviosas aferentes del nervio auditivo

presentan un potencial de acción, un número muy inferior al que correspondería a la zona correspondiente a la membrana basilar. <sup>(1)</sup>

Otros estudios de electrofisiología de la actividad de las células ciliadas internas demuestran que tienen igual selectividad frecuencial que las fibras nerviosas. Estos datos sugieren que entre la membrana basilar y las fibras nerviosas (o las CCI) debe existir un “segundo filtro” que ajuste las curvas de desplazamiento de la membrana basilar a las de la sintonía neural. <sup>(4, 30)</sup>

Un descubrimiento importante refleja que, mientras que una lesión o alteración de las CCI suponen una pérdida moderada de la selectividad frecuencial, la alteración o lesión de las CCE implicarían la desaparición total de dicha propiedad del receptor auditivo y de hecho trae consigo además un gran incremento del umbral auditivo de la región afectada.

Debido a todo esto se postula que las células ciliadas externas son las verdaderas responsables de la alta selectividad frecuencial y por lo tanto responsables del llamado “segundo filtro”. También son consideradas “amplificadores cocleares”, se encargan de reducir el umbral auditivo, en especial para sonidos de intensidad media o moderada. En la actualidad se justifica la existencia de “otoemisiones cocleares” mediante la actividad de las células ciliadas externas. <sup>(4)</sup>

## **Activación de las células ciliadas del receptor auditivo**

### **Transducción mecanoeléctrica**

El estímulo sonoro cuando alcanza el oído interno conlleva el desplazamiento de la membrana basilar, este desplazamiento provoca la elevación y proyección del receptor auditivo hacia la membrana tectoria. Este fenómeno provoca que los esterocilios de las células ciliadas, que se encuentran entre las células y la membrana tectoria, se muevan por la membrana adaptándose a su movimiento. Los esterocilios en su superficie apical se encuentran generalmente polarizados, encontrándose unidos entre sí por puentes glicoproteicos. Se organizan en empalizada, tomando una disposición en “V” para las CCI y en “W” para las CCE. <sup>(29)</sup>

Como hemos mencionado anteriormente se desplazan cuando interaccionan con la membrana tectoria al ser proyectados hacia ella por los desplazamiento de la membrana basilar. Esta interacción es relativamente simple con los esterocilios de las CCE ya que los mismos se encuentran anclados en la célula, en cambio los de las CCI no se encuentran ancladas por lo que se pueden desplazar no sólo por los movimientos de la membrana tectoria sino que también por los de la endolinfa. (29)

La membrana tectoria es un elemento insustituible en la transducción coclear, porque es imprescindible para desplazar los esterocilios isocrónicamente con los movimientos de la basilar, es decir con el sonido. Permite que los desplazamientos de los esterocilios se realicen orientados con respecto a un eje muy preciso dirigido de manera radial desde el modiolo hacia la pared lateral y además se ha planteado como hipótesis que puede participar como un reservorio iónico (especialmente de  $K^+$  y  $Ca^+$ ) gracias que establece un equilibrio entre los iones capaces de atravesar la membrana y los que no con la endolinfa que la circunda. La transducción mecanoeléctrica es decir el paso de la energía mecánica del sonido a energía bioeléctrica tanto en las células ciliadas internas como externas, se realiza en los esterocilios. (1,4,20)

El desplazamiento de los esterocilios se produce cuando son flexionados por la membrana tectoria, permite la apertura de canales iónicos que se encuentran localizados en la región más apical de los mismos y que produce la entrada de cationes en las células ciliadas que se despolarizan. (15)

Los canales poseen un alto grado de selectividad direccional que se relaciona con los puentes existentes entre las regiones apicales de los esterocilios. La deflexión de los esterocilios más largos hacia la pared lateral se produce con la apertura de los canales iónicos, esto lleva a la despolarización de las células ciliadas. La apertura de los canales iónicos, poco selectivos para  $K^+$ , permite la entrada de  $K^+$ , que se encuentra en alta concentración en la endolinfa.

Este tipo de despolarización sólo se produce en las células ciliadas, auditivas y vestibulares, ya que en el resto de las células del organismo éstas se activan sólo

por la entrada de  $\text{Na}^+$ . Luego de la entrada de  $\text{K}^+$  por el polo apical de la célula, se produce una regulación iónica intracelular con apertura de canales de  $\text{Ca}^+$  voltaje-dependientes y canales de  $\text{K}^+$  de las membranas basolaterales de las células ciliadas. En cambio la deflexión de los esterocilios hacia el modiolo produce el cierre de los canales iónicos y la hiperpolarización celular. Entonces, la transducción mecanoeléctrica culmina con la despolarización celular, pero ésta produce efectos diferentes en las células ciliadas internas y externas. <sup>(4,20,31,32)</sup>

Las células ciliadas externas consideradas en la actualidad como los elementos activos moduladores fundamentales de la actividad mecánica periférica del receptor auditivo, son las primeras que se activan por los movimientos de la membrana basilar. Las CCE poseen un potencial intracelular de reposo de -70 mV, su despolarización genera un potencial que depende del número de células estimuladas por cada sonido concreto, es el potencial microfónico coclear. Este potencial es de muy baja latencia que reproduce el estímulo sonoro, su amplitud, a intensidades medias a bajas, es proporcional a la intensidad del estímulo, no obstante a estímulos de alta intensidad se satura. Se altera en condiciones de hipoxia y en las modificaciones de la composición iónica de la endolinfa. <sup>(33,34,35,36,37)</sup>

Existe otro potencial que se genera en las primeras fases de activación del receptor, es el potencial de sumación, que aunque su origen biológico permanece incierto, se sabe que es un potencial muy complejo, de latencia muy baja, que puede deberse a algún tipo de actividad de las células ciliadas, que se presenta en coincidencia temporal con los potenciales microfónicos.

Las células ciliadas externas cuando se despolarizan inician una serie de movimientos contráctiles, que parecen deberse a la activación de una proteína contráctil recientemente descrita, llamada prestina. Los movimientos contráctiles en éstas células pueden ser de dos tipos, rápidos y lentos, en función de la intensidad del sonido. Las contracciones rápidas producen aproximaciones pequeñas, pero funcionalmente importantes, ya que permiten amplificar los sonidos de muy baja intensidad al aumentar el número de contactos por unidad

de tiempo entre la superficie celular y la membrana tectoria, además de incrementar la selectividad frecuencial del receptor auditivo. <sup>(35,36)</sup>

Las CCE son capaces de “responder” a la estimulación sonora con contracciones que provocan la emisión de una onda en sentido inverso, desde la membrana basilar hacia la membrana del tímpano, a esta actividad intrínseca coclear se denominó otoemisión acústica, identificadas por primera vez por Kemp. <sup>(36,37)</sup>

Las contracciones lentas, incrementan el contacto entre la superficie celular y la membrana tectoria bloqueando la capacidad de excitación celular, es por ello que son consideradas como un sistema de defensa frente a sonidos que pudieran ser lesivos para el receptor. Aún no ha podido ser corroborada la contractilidad de las CCE en el ser vivo ya que los estudios se han realizado en condiciones experimentales *in vitro*. No obstante existen datos que apoyan esta hipótesis, el más importante es que el receptor auditivo es capaz de responder a la estimulación sonora (envío de tono puro de corta duración) con la emisión de una onda de idénticas características a la estimulante. Esta onda puede ser registrada en el CAE mediante un micrófono muy sensible (otoemisiones provocadas). <sup>(15)</sup>

Las CCI o células sensoriales, son las encargadas de enviar al sistema nervioso central la información que con anterioridad han filtrado la membrana basilar y las células ciliadas externas. Se activan de forma similar que las células ciliadas externas, con un potencial de reposo de -30 a -45 mV. Esta activación podría estar mediada por el desplazamiento directo de los esterocilios inducido por la membrana tectoria, aunque también podría deberse a un desplazamiento mediado por los movimientos de la endolinfa que está por debajo de dicha membrana.

Como en las CCE, los movimientos de los esterocilios provocan la apertura de canales iónicos con entrada de  $K^+$  y la consiguiente activación celular. Esta activación también provoca la apertura de canales de  $Ca^{2+}$ , que conllevan a la fusión de vesículas presinápticas a la membrana celular, por acción de proteínas dependientes de este ión, facilitando la liberación de glutamato por el polo basal de las CCI hacia la hendidura intersináptica. El glutamato es el principal

neurotransmisor activador del receptor auditivo y también lo es de sistema nervioso central. Actúa sobre receptores específicos de las fibras aferentes de tipo I que, a su vez se despolarizan y generan un potencial de acción denominado potencial de acción compuesto. Este potencial es la suma de todas las respuestas unitarias de las fibras nerviosas aferentes del nervio auditivo de una región delimitada de la cóclea activadas simultáneamente. Se registra mediante cocleografía a 5 ms después del estímulo sonoro. La latencia y amplitud de este potencial de acción compuesto indica la sincronización y el número de neuronas estimuladas. Las fibras aferentes así activadas remiten el mensaje auditivo que llega a las neuronas de los núcleos cocleares, que a su vez se encarga de remitirlo a la corteza cerebral.<sup>(29)</sup>

## 1.2.- VÍAS Y CENTROS DE LA AUDICIÓN

El VIII par craneal o nervio vestíbulo coclear está formado por dos partes diferenciadas en lo anatómico y funcional, la parte coclear, relacionada con la audición y la parte vestibular que interviene en las funciones del equilibrio y de orientación espacial. Desde el nervio auditivo y hasta el córtex cerebral las vías auditivas ascendentes presentan una organización compleja, que se extiende a lo largo del tronco cerebral (núcleos cocleares y complejo olivar superior), el mesencéfalo (colículo inferior), el diencéfalo (cuerpo geniculado medial) y la corteza cerebral (córtex auditivo). Pero existe una vía auditiva descendente paralela a la vía ascendente y que va a determinar mecanismos de retroalimentación que afectan no sólo a la mayoría de los núcleos de la vía sino que también al receptor auditivo.<sup>(38)</sup>

### 1.2.1.- Vía auditiva ascendente

#### **Nervio coclear y ganglio de Corti**

Las neuronas del ganglio espiral o ganglio de Corti representan la primer neurona de la vía auditiva ascendente. Situado en el modiolo de la cóclea, esta compuesto por unas 50.000 neuronas ganglionares en cada cóclea.

Estas neuronas son de dos tipos, no sólo por su morfología, sino por sus conexiones y su papel fisiológico: las neuronas tipo I y las tipo II. Las neuronas de tipo I, son las más numerosas, representan el 95% del total. Son de gran tamaño, bipolares y poseen un axón mielínico. Su prolongación distal se ramifica y hace contacto con la base de unas 20 CCI.

Las neuronas de tipo II constituyen sólo el 5%, son más pequeñas, pseudomonopolares y poseen un axón amielínico; contactan periféricamente con las células ciliadas externas. Cada neurona tipo II recibe sinapsis de entre 10 a 30 células ciliadas externas y cada CCE mantiene contacto con las prolongaciones distales de varias neuronas tipo II.

Las prolongaciones centrales del ganglio de Corti constituyen el nervio auditivo. Hasta cierto punto la tonotopía de la cóclea y la disposición espacial de las células

del ganglio espiral se mantienen a lo largo del nervio auditivo. Las fibras nerviosas que constituyen el nervio auditivo se encuentran ordenadas en espiral, las fibras que provienen de la parte apical de la cóclea se localizan en la parte central, mientras que las que provienen de la parte basal se localizan en la periferia del nervio. <sup>(39)</sup>

### **Núcleos cocleares**

El nervio coclear tras recorrer el conducto auditivo interno, penetra en el bulbo terminando en dos núcleos celulares, el núcleo coclear dorsal y el núcleo coclear ventral.

Éste último se subdivide en núcleo coclear anteroventral y posteroventral. Una vez que entra en los núcleos cocleares las fibras del nervio auditivo se dividen de una manera ordenada en dos ramas. Una rama ascendente hacia el núcleo coclear anteroventral y una descendente que cruza e inerva el núcleo coclear posteroventral y termina en el núcleo coclear dorsal.

Por lo tanto, cada subdivisión de los núcleos cocleares debe recibir la misma información procedente de la cóclea. <sup>(38)</sup>

La cocleopatía originada en la cóclea se mantiene en las fibras del nervio auditivo y es preservada en cada una de las tres subdivisiones de los núcleos cocleares. Los núcleos cocleares reciben proyecciones descendentes desde el córtex auditivo, el mesencéfalo y tronco del encéfalo; también reciben axones de estructuras no auditivas.

### **Complejo olivar superior**

En la porción ventrolateral de la protuberancia se sitúa un conjunto de núcleos, que constituyen el complejo olivar superior, compuesto por tres núcleos principales bien definidos: oliva lateral superior, oliva medial superior y núcleo medial del cuerpo trapezoide. Estos núcleos principales están rodeados por grupos neuronales cuyos límites son a veces difusos y forman los grupos neuronales periolivares. <sup>(38)</sup>

El complejo olivar superior es el primer lugar de la vía auditiva donde las neuronas reciben proyecciones de ambos oídos.

Después de completar numerosos circuitos locales, la información es enviada hacia el mesencéfalo a través del lemnisco lateral.

### **Lemnisco lateral**

El lemnisco lateral es un tracto fibrilar localizado en la cara lateral del encéfalo que conecta el complejo olivar superior con el colículo inferior. Los núcleos del lemnisco lateral son un conjunto de islotes neuronales intercalados entre las fibras del lemnisco lateral, que se pueden agrupar en dos subdivisiones diferenciadas desde el punto de vista funcional, en complejo ventral y núcleo dorsal. Se cree que las neuronas del complejo ventral pueden detectar y analizar variaciones en las propiedades temporales del sonido, por lo que puede estar involucrado en la codificación y percepción de vocalizaciones y lenguaje. También se ha demostrado que las neuronas de éste complejo ventral son necesarias para la detección de las duraciones de los sonidos que realizan las neuronas de colículo inferior.<sup>(38)</sup>

A diferencia del complejo ventral las neuronas del núcleo dorsal del lemnisco se caracterizan por ser en su totalidad de naturaleza inhibitoria. Siendo su función principal mejorar y afinar el procesamiento biaural iniciado a nivel del complejo olivar superior así como ayudar a una mejor sintonización de las neuronas del colículo inferior a las que inerva de forma tonotópica. Es importante destacar que el núcleo dorsal del lemnisco proporciona al colículo inferior una inhibición sostenida en el tiempo que permite a sus neuronas determinar el origen del sonido.<sup>(38)</sup>

### **Colículo inferior**

El colículo inferior se localiza en la porción dorsal del mesencéfalo y en él terminan los axones del lemnisco lateral. Está constituido por un núcleo central y unas cortezas o regiones pericentrales.<sup>(38,40)</sup>

El núcleo central es el punto de relevo obligatorio de los axones que ascienden desde el lemnisco lateral que transportan la información auditiva ascendente que procede de los núcleos cocleares, complejo olivar superior y núcleos del lemnisco.

También recibe proyecciones de su homólogo contralateral y proyecciones descendentes desde la corteza auditiva. La característica típica de este núcleo es su organización laminar, ésta disposición está relacionada con la organización tonotópica del núcleo, ya que cada una de las láminas estaría constituida por neuronas que responden a una misma frecuencia.

Las cortezas pericentrales son las cortezas dorsal y externa. La corteza dorsal recibe aferencias sobre todo de la corteza cerebral; la corteza externa recibe aferencias de la corteza cerebral, pero también posee una gran variedad de aferencias no auditivas.

Sus neuronas responden a estímulos auditivos como también a estímulos somatosensoriales, lo que implica que este núcleo podría tener como función integrar la información auditiva con otras sensoriales.<sup>(39)</sup>

### **Tálamo auditivo**

El cuerpo geniculado medial representa la estación talámica de las vías auditivas ascendentes. Situado en el diencefalo, se distinguen tres porciones: ventral, dorsal y medial. Está involucrado en una gran variedad de funciones además de las auditivas, como por ejemplo el análisis de los cambios plásticos asociados al aprendizaje y la memoria y en procesamiento emocional de los sonidos.<sup>(38)</sup>

### **Córtex auditivo**

La corteza cerebral auditiva está localizada en los lóbulos temporales y es la última estación de la vía auditiva. Se divide en un córtex primario y regiones auditivas asociadas, que reciben información auditiva y no auditiva. En el humano el córtex auditivo primario se corresponde con el área 41 y 42 de Brodman, se localiza en la superficie superior del lóbulo temporal, en concreto en las circunvoluciones transversales de Heschl. Este córtex primario se encuentra

rodeado por áreas de asociación, tanto auditivas como inespecíficas. Estas áreas de asociación conectan el área auditiva primaria con otras regiones corticales relacionadas con el lenguaje.

### **1.2.2.- Vía auditiva descendente**

Al igual que existe una vía auditiva ascendente, existen unas vías auditivas eferentes o descendentes, proyecciones totalmente simétricas a las vías ascendentes que se inician en la corteza cerebral.

Esta vía está constituida por diversas proyecciones relativamente autónomas que, originándose en cualquier región o núcleo de dicha vía, proyectan sobre núcleos inferiores e incluso directamente sobre el propio órgano de Corti.

Cuando el sistema actúa con todas sus estructuras es cuando el mensaje descendente se origina en la corteza auditiva pasando al cuerpo geniculado y de este al colículo inferior. Las neuronas del colículo inferior se proyectan, bilateralmente, a los núcleos periolivares del complejo olivar superior, en torno al origen del sistema eferente medial, y a los núcleos cocleares. Finalmente las neuronas del complejo olivar superior se proyectan sobre el receptor auditivo.

Esta vía auditiva modula la actividad de centros auditivos inferiores y participa en funciones de regulación de la percepción del sonido y facilitando posibles procesos plásticos y/o de aprendizaje. <sup>(38,39,41)</sup>

### **1.3.- CONCEPTUALIZACIÓN**

Dado que la mayoría de los dispositivos de ayuda auditiva han procurado desde sus orígenes optimizar la percepción del habla antes que los sonidos no verbales, entre ellos "la música", generando en sus usuarios insatisfacción y demandas de una mejor percepción de la misma, creo así necesario, realizar este abordaje comparativo del desempeño que presentan usuarios de distintas modalidades de estimulación auditiva, ante la percepción musical, específicamente ante el reconocimiento melódico, aportando de esta forma, nuevos elementos que contribuyan a la búsqueda de la optimización en la percepción y apreciación de todos los parámetros, ante respuestas humanas.

El estudio de la hipoacusia en el ser humano y la intervención sobre ella se puede abordar desde perspectivas tan variadas como la medicina, la tecnología, la rehabilitación funcional, la educación, la antropología, la sociología, la historia, la psicología, la lingüística, etc. Es un fenómeno complejo cuyas manifestaciones trascienden al ámbito de la medicina patológica y la neurología con importantes consecuencias sociales, culturales, lingüísticas y psicológicas sobre los individuos. Los sordos son un grupo muy heterogéneo en el cual la sordera incide en la construcción de identidades sociales diferenciadas.

#### **1.3.1.- La hipoacusia**

Aunque resulta difícil obtener una definición exhaustiva y rigurosa del concepto de hipoacusia, la noción que habitualmente se maneja es la de "un déficit funcional que ocurre cuando un sujeto pierde capacidad auditiva, en mayor o menor grado". El concepto de capacidad auditiva o agudeza auditiva viene referido siempre a una característica cuantitativa: el umbral auditivo: "el estímulo sonoro más débil (de menor intensidad) que es capaz de percibir un determinado oído". No obstante, esta conceptualización clásica o habitual resulta insuficiente para comprender la complejidad del déficit sensorial que provoca la hipoacusia, por dos razones: En muchas hipoacusias, no sólo se producen las dificultades debidas a una alteración del umbral auditivo (como en las hipoacusias transmisivas), sino que además ocurren fenómenos cualitativos (reclutamiento, distorsión...) que

empeoran la funcionalidad auditiva, por otro lado, en algunas hipoacusias, sólo existe alteraciones cualitativas no cuantitativas (neuropatía auditiva, hipoacusia central...).<sup>(42)</sup>

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define sordera como “aquella deficiencia auditiva tan severa que no se puede beneficiar mediante la adaptación protésica”. Wilson amplía la definición a los condicionamientos sociales: las personas que no pueden obtener ayuda auditiva debido a sus características económicas y sociales.<sup>(43,44)</sup>

Northern: define “niños con déficit auditivo” como “aquellos con pérdidas auditivas de tal grado que les produce una discapacidad por la cual necesitan algún tipo de educación especial”, incluyendo aquí no sólo las pérdidas severas o profundas, ya que las pérdidas moderadas también van a necesitar apoyos educativos adicionales. The Conference of Executives of American Schools for the Deaf define “el sordo” como “la pérdida de 70 dB (HL) o más en el mejor oído”, y alumnos “duros de oído” como aquellos con “una pérdida de 35-69 dB HL en el mejor oído”.<sup>(45)</sup>

Otra forma de aproximarse al concepto de hipoacusia, es desde el campo de la valoración médica de incapacidades, que en la práctica es tarea sobre todo de la Medicina Legal y de la Medicina del Trabajo. También aquí se hacen referencias principalmente a las características cuantitativas, quedando otros rasgos e implicaciones sin precisar: “Deterioro auditivo permanente: es la disminución de la sensibilidad auditiva que queda fuera del rango normal”. “Deterioro auditivo permanente biaural: es la pérdida auditiva bilateral que interfiere en la capacidad del individuo para llevar a cabo las actividades de la vida diaria”.<sup>(46)</sup>

Por su etiología podemos diferenciar las hipoacusias en:<sup>(47,48,49)</sup>

- Hipoacusias Hereditarias, que representan un 50% del total.
- Hipoacusias Adquiridas, que suponen otro 25% de las hipoacusias.
- De origen desconocido, que constituyen el 25% restante.

Por la localización o nivel lesional<sup>(47,48)</sup> de la lesión causal, se pueden considerar:

- Hipoacusias de transmisión o de conducción si la lesión se sitúa en el oído externo o medio.
- Hipoacusias neurosensorial o de percepción, cuando la lesión se sitúa en el oído interno o en el resto de la vía auditiva central
- Hipoacusias mixtas, cuando tienen componentes de los dos tipos anteriores
- Centrales, cuando se producen lesiones en los centros auditivos del cerebro.

Las hipoacusias por el grado de pérdida pueden clasificarse en cuatro niveles:<sup>(50)</sup>

- Hipoacusias leves o de grado ligero: Existe una pérdida media entre 21 a 40 dB. El paciente presenta problemas de audición sólo en voz baja y en ambientes ruidosos. No existen repercusiones sobre el desarrollo del lenguaje ya que puede percibir la palabra. Sin embargo, algunos elementos fonéticos pueden pasar desapercibidos y llevar a confusiones fonéticas (p por b), por lo que no es raro observar en estos niños determinadas dislalias.
- Hipoacusias moderadas o de grado medio: Existe una pérdida entre 41 a 70 dB. Presenta dificultades de audición a la voz normal ya que el umbral vocal está al nivel de la intensidad de la palabra normal. Existen algunos problemas en la adquisición del lenguaje y en la producción de sonidos. A veces, la hipoacusia en estos niños pasa algo desapercibida debido a que se ayudan de modo espontáneo con la labio lectura.
- Hipoacusias severas: Pérdida de 71 a 90 dB en la percepción auditiva. Sólo oye cuando se le grita o mediante un amplificador. No se desarrolla lenguaje sin apoyo logopédico.
- Hipoacusias profundas: Pérdida en la percepción auditiva superior a 90 dB. Audición prácticamente nula, incluso con el empleo de audífonos. No se produce desarrollo espontáneo del lenguaje.
- Cofosis: pérdida media de 120 dB, no se percibe nada.

Según la etapa en que se instaura el déficit auditivo, se clasifican las hipoacusias en tres categorías.<sup>(51,52,53)</sup>

- **Hipoacusias Prelocutivas:** Si la lesión se ha producido antes de la adquisición del lenguaje. Puede producirse entre el nacimiento y los dos años de edad. Estos niños tendrán grandes dificultades para estructurar el lenguaje debido a la ausencia de información auditiva. Del mismo modo, este tipo de sordera dificultará la adquisición de todos los conceptos lingüísticos de aspecto temporal y espacial.
- **Hipoacusias Perilocutivas:** Es cuando la lesión se produjo durante la fase de aprendizaje del lenguaje, entre los 3 y 5 años de edad. En estos casos el niño aún no ha adquirido la lectura. En ausencia de una educación especializada, su lenguaje va a degradarse de modo muy rápido. Tienen una memoria auditiva, en contraposición a los hipoacúsicos prelocutivos, lo que facilitará la rehabilitación.
- **Hipoacusias Postlocutivas:** La aparición de la hipoacusia es posterior a la adquisición del habla y la lectura. Gracias al sostén de la lectura, en estos casos no habrá regresión del lenguaje.

Cuando se sospecha una Hipoacusia, la audiometría tonal, es la prueba básica para la valoración de la función auditiva de un paciente. Consiste en la estimulación con sonidos a diferentes frecuencias (tonos puros) de los dos oídos para determinar el umbral auditivo (mínimo nivel de intensidad sonora que es capaz de percibir el oído para cada tono). En la audiometría se investigan habitualmente los siguientes tonos: 250, 500, 1000, 2000, 4000 y 8000 Hz. Debe incluir la audiometría por vía aérea (conjunto de tonos graves-medianos y agudos que el paciente logra escuchar en su intensidad más baja con un auricular colocado en el oído) y por vía ósea (conjunto de tonos graves-medianos y agudos que el paciente logra escuchar en su intensidad más baja con un dispositivo colocado sobre la mastoides).<sup>(54)</sup>

Los resultados se reflejan en una curva audiométrica que consta de dos trazados para cada oído. Uno de ellos determina la vía auditiva ósea y valora

exclusivamente la función coclear y de las vías nerviosas. El otro valora la vía aérea, es decir, la función de todos los elementos anatómicos involucrados en la audición (oído externo, tímpano, osículos, cóclea y vías centrales). En cada audiometría el trazado superior siempre corresponde a la vía ósea y el inferior a la vía aérea.

### **1.3.2.- El audífono**

Si bien todo lo referente a instrumentos utilizados para ampliar el sonido en épocas ancestrales puede resumirse en especulaciones; no obstante muchísimos profesionales han recopilado material con los antecedentes fehacientes más lejanos de los audífonos actuales.

Uno de los primeros datos hace referencia a un cuerno seco y hueco, posible precursor de las cornetas. Dichos cuernos pudieron haberse usado tanto para producir sonidos como para oír.

En lo que respecta a antecedentes más certeros y más cercanos a nuestro tiempo, el Dr. K. W. Berger, hace referencia a un instrumento llamado "Cerbatana" aparentemente utilizado por los españoles (registro del año 1657 en un libro de medicina de Wolfgang Hoefler). Esta cerbatana estaría fabricada de plata o bronce y según el propio documento de Hoefler examinado por Berger, "es como un embudo cuya parte mayor se dirige hacia el que habla, mientras la parte menor se introduce en la oreja".

En el siglo XIX ya se fabricaban mangueras flexibles con una especie de embudo en un extremo y un tipo de botón perforado que podía cubrir el oído en el otro. A estos instrumentos se los conocía como "tubos para hablar". Otro método usado, fue un bastón llamado "fonífero" que funcionaba conduciendo vibraciones desde la laringe de quien hablaba hacia la persona con dificultad auditiva. El sistema fue diseñado por el profesor G. Paladino en 1876 en Nápoles, Italia.

Las prótesis acústicas tuvieron su auge en el siglo XIX cuando se manufacturaron de manera más elegante y con mejor estética. Estas prótesis acústicas serían sustituidas de manera gradual en el siglo XX por las prótesis electroacústicas.<sup>(55)</sup>

A mediados del siglo XIX el científico norteamericano C. G. Page y el francés C. Bourseul, utilizaron el principio del telégrafo para transmitir sonidos a partir de la interrupción de una corriente eléctrica. Pero no pudieron transmitir los sonidos articulados del habla.

Alrededor del año 1860 el alemán Johann Philip Reis construyó un transmisor más complejo que incluía un diafragma puesto en un extremo de una corneta, pero el sistema resultaba lento como para reproducir la voz humana. No fue hasta el año 1876 que Alexander Graham Bell obtuvo una patente para el teléfono usando un micrófono electromagnético que lograba cambios de corriente similares a los acústicos. Se basaba entonces, en la variación de intensidad de la corriente eléctrica.

Luego T. Edison, E. Berliner y H. Hunnings inventarían otros tipos de transmisores para finalmente llegar al año 1892 con la primera patente de un aparato auditivo eléctrico en Estados Unidos.

Las primeras audioprótesis portátiles que surgieron al final del siglo XIX tenían la forma y tamaño de una caja de zapatos. Para 1902 se comenzó a comercializar el "Acousticón", un aparato que podía introducirse debajo de la ropa o en el bolsillo pero seguía siendo grande ya que constaba de tres partes: el transmisor, el amplificador y el lugar que alojaba la pila. <sup>(56,57)</sup>

Para el año 1934 las compañías inglesas Amplivox y Multitone produjeron los primeros aparatos comerciales que pesaban un poco más de un kilogramo y constaban del amplificador con baterías y el receptor o audífono.

También se comercializó un aparato portátil que incluía un conector para el teléfono con aspecto similar al de una cámara de fotos de la época; a fin de disimular la clase de aparato que era bajo otro aspecto. La firma que lo produjo era Telex.

Para el año 1945 Beltone logró una importante disminución del tamaño de los audífonos con su modelo Monopac, que incluía en un módulo las baterías y el amplificador. A esto contribuyeron las investigaciones militares durante la

segunda guerra mundial logrando válvulas de muy pequeño tamaño. Además, para 1947 aparecieron los llamados circuitos impresos que significaron una miniaturización en todos los circuitos eléctricos eliminando las soldaduras y cableados que, hasta entonces, eran necesarios y requerían de un mayor espacio físico donde alojarse.

Poco tiempo después, alrededor de 1948, surgió en los Laboratorios Bell una gran invención para las prótesis auditivas: el transistor. La utilización de los transistores en los audífonos se demoró unos años a fin de perfeccionar su funcionamiento. En 1953 apareció el primer audífono de bolsillo que utilizaba solamente transistores para amplificar el sonido. Hasta ese momento, los audífonos contaban con amplificadores basados en válvulas, los cuales presentaban grandes problemas debido a su tamaño, consumo de energía y fragilidad. El transistor, en cambio, inauguró la era de la electrónica de estado sólido, que domina el mundo hasta nuestros días.

Fuera de la industria de la telefonía, la del audífono fue la primera en utilizar transistores comercialmente. Un año después de la introducción del llamado transistor bipolar de juntura (BJT, 1953), aparecieron los primeros audífonos completamente transistorizados, es decir, sin válvulas.

En 1954 se introdujo el primer audífono que se colocaba "al nivel de la cabeza del usuario". No se trataba de un retroauricular, sino de lo que conocemos como audigafa, es decir, la introducción del audífono en las patillas de un par de anteojos. En un principio, este tipo de audioprótesis fue muy difundida pero con la reducción de tamaño de los componentes fueron ganando terreno los retroauriculares, vigentes hasta la actualidad.

Durante muchos años los amplificadores de los audífonos fueron construidos con transistores discretos, es decir, componentes individuales que eran soldados a una plaqueta de cerámica. Con la aparición de los circuitos integrados, pudo alojarse un amplificador completo en una pequeña pastilla de silicio. En 1964 la compañía Zenith, junto a Texas Instrumentos, presentó la primera aplicación comercial de la historia para un circuito integrado: el amplificador de un audífono.

Con el transcurso de los años, se ha logrado aumentar la escala de integración en forma asombrosa, posibilitando contar con circuitos cada vez más pequeños y, a la vez, incluir en ellos más componentes logrando funciones más complejas.

Entre 1952 y 1987 se registraron avances en el terreno de la miniaturización de los componentes, la confiabilidad de los mismos y el agregado de controles o funciones mejoraron la respuesta y el rendimiento del audífono en algunas situaciones.

Entre 1985 y 1990 se desarrollaron los primeros audífonos que incorporaban tecnología digital, son los que conocemos como "audífonos analógicos programables digitalmente" o, sencillamente, "programables".

En algunos casos podían almacenarse varias calibraciones. Estas calibraciones eran programas diferentes que el usuario podía seleccionar según la situación sonora en la que se encontrara, ya sea mediante un control remoto o por medio de una llave selectora.

Otro hito que tuvo lugar en los primeros años de la década de los 90 fue el comienzo de la utilización de la amplificación no lineal; esto es, audífonos cuya amplificación variaba de acuerdo a las características de la señal entrante.

La tecnología también posibilitó la aparición de audífonos con tres o más bandas de frecuencia independientes, por lo cual, pudo tratarse en forma diferenciada a los sonidos graves, medios o agudos. Éstos, contribuían claramente a la percepción sonora y a la comprensión del habla.

Asimismo, la continua miniaturización encarada en la década del 90 produjo los pequeños CIC (Completely In the Canal) es decir, audífonos insertos completamente en el canal auditivo. También aparecieron los primeros peritimpánicos; audífonos prácticamente invisibles y alojados en la profundidad del conducto auditivo externo.<sup>(58)</sup>

Finalmente, el más prometedor adelanto tecnológico es el audífono digital propiamente dicho. Este tipo de tecnología se venía utilizando desde hace

algunos años en distintas áreas de la industria. Si bien en 1984 se desarrollaron algunos audífonos experimentales con procesamiento digital; no fue sino hasta 1995 cuando tuvo lugar el lanzamiento de los primeros productos comerciales con características de procesamiento digital.

La diferencia fundamental entre un audífono digital y uno de tipo analógico es que este nuevo audífono posee en su interior una pequeña computadora capaz de realizar millones de operaciones aritméticas por segundo. Todo el sonido que llega al audífono es convertido en series de números (en formato binario-bits) que son analizados y, de ser necesario, modificados.

Sin dudas, este avance abre un horizonte de posibilidades completamente nuevo para la corrección auditiva y, seguramente, vaya a proporcionar mayores y mejores soluciones a las personas hipoacúsicas.<sup>(59)</sup>

En los últimos años, grupos de investigación en todo el mundo se han abocado a mejorar aún más las posibilidades de estos sistemas para dotar al usuario de un sonido más natural y mucho más agradable.

### **1.3.3.- El implante coclear**

Se define un implante coclear como un aparato que transforma los sonidos y ruidos del medio ambiente en energía eléctrica capaz de actuar sobre las aferencias del nervio coclear, desencadenando una sensación auditiva en el individuo. Los implantes cocleares han supuesto una revolución en el tratamiento de las hipoacusias severas y profundas.

En los últimos 10 años, los implantes cocleares han evolucionado considerablemente, convirtiéndose en una solución eficaz para numerosos casos de hipoacusia.

El concepto de estimulación eléctrica para producir sensaciones auditivas en el paciente con una hipoacusia profunda, no es nuevo. Luigi Galvani (1737-1798) observó que dos metales diferentes, colocados en un baño acuoso, podían provocar la contracción de los músculos del muslo de una rana.<sup>(60,61)</sup>

Alessandro Volta (1745-1827) inventa la primera pila eléctrica, llamada pila de Volta, y prueba a estimular con ella los ojos, la lengua y los oídos. En su propio oído, en el canal auditivo externo, colocó dos electrodos con puntas redondeadas e hizo pasar entre ellos una corriente, teniendo como consecuencia sensaciones auditivas.<sup>(62)</sup>

En 1937 Stevens acuña el concepto de la "audición electrofónica", tipo de audición que se produce cuando una corriente eléctrica alternante es transmitida a la piel por un electrodo. El electrodo y la superficie de la piel actúan a modo de placas de un micrófono condensador, de manera que las vibraciones auditivas resultantes son transmitidas a la cóclea a través de la vía aérea y la vía ósea. El resultado final es la sensación auditiva. Ahora bien, se precisa tener una cóclea en estado normal o casi normal para experimentar la sensación auditiva, por lo que la estimulación electrofónica no sirve de ayuda para las personas con trastornos auditivos.<sup>(63)</sup>

En Francia (1953) Andre Djourno inició sus trabajos insertando electrodos en diversos nervios y estimulando con electricidad. En 1957 es consultado por un otorrinolaringólogo francés, Eyries, sobre la posibilidad de implantar una paciente que había quedado sorda y con parálisis facial como consecuencia de una cirugía previa. La paciente fue implantada el 25 de febrero de 1957 colocándosele un electrodo en el nervio sacular de su oído, volviendo a escuchar sonidos y a comprender algunas pocas palabras, pero con el tiempo dejó de funcionar. Eyries volvió a reimplantarla con éxito por un tiempo, nuevamente dejó de funcionar. Djourno continuó con sus trabajos, estimulando el oído, desarrollando lo que hoy en día se conoce como Test de Estimulación del Promontorio, que se utiliza actualmente para saber si el implante coclear tiene posibilidades de éxito, al seleccionar los pacientes.<sup>(64,65,66,67)</sup>

En 1960, el premio Nobel de medicina Georg von Békésy confirmó la teoría de von Helmholtz sobre la tonotopía a lo largo de la membrana basilar. Sus primeras observaciones sobre las vibraciones de la pared coclear demostraron que las frecuencias altas se perciben en la porción basal mientras que las frecuencias bajas se perciben en la porción apical de la cóclea.<sup>(68)</sup>

En 1961, William House y James Doyle (House Ear Institute, Los Angeles, EE.UU.) describieron la aproximación al nervio auditivo a través de una implantación de electrodos en la escala timpánica. Dos pacientes se sometieron a una serie de pruebas de estimulación extracoclear e intracoclear y percibieron sensaciones auditivas "agradables y útiles", pero no toleraron los implantes y tuvieron que explantarlos. <sup>(69)</sup>

En 1963, el otólogo alemán Fritz Zöllner y el fisiólogo Wolf Dieter Keidel describieron una colocación idónea a través de la ventana redonda de los electrodos que iba desde la escala timpánica hasta la vuelta media de la cóclea y llegaron a la conclusión de que se necesitarían entre 20 y 100 electrodos para transmitir información suficiente para la percepción del lenguaje hablado. <sup>(70)</sup>

En 1964, Simmons (Universidad de Stanford, EEUU) colocó un electrodo en contacto con el segmento modiolar del nervio auditivo y el paciente fue capaz de detectar parcialmente la duración de la señal y su tonalidad. <sup>(71)</sup>

Durante la década de los sesenta, se produjeron otros avances que contribuyeron al desarrollo de los implantes cocleares. Destacan el progreso en el diseño de marcapasos para el corazón (gracias al mayor conocimiento sobre la biocompatibilidad de distintos materiales, el aislamiento de los electrodos y los efectos de la estimulación eléctrica) y en el campo de la industria espacial (diseños de circuito de tamaño reducido).

Michelson en 1971, científico americano, presentó, en una reunión de la American Otological Society, la investigación que había realizado con humanos y explicó que sometió a cuatro pacientes a una prueba de estimulación eléctrica bajo anestesia local y que, de los cuatro, sólo dos fueron capaces de reconocer cambios de tono. A estos dos decidió insertarles un dispositivo permanente que consistía en un sistema monocanal bipolar que debía colocarse en la escala timpánica. El estímulo eléctrico transferido al receptor era una señal analógica del estímulo acústico. <sup>(72)</sup>

Graeme Clark, original de Melbourne, estudió detenidamente la fisiología de la audición antes de utilizar la estimulación eléctrica del nervio auditivo para tratar de

corregir casos de sordera neurosensorial. A principios del año 1969 ya tenía prácticamente finalizado un trabajo experimental sobre el funcionamiento normal del centro cerebral. Graeme Clark, estaba firmemente convencido de las posibilidades de los sistemas de electrodos múltiples y los años 1978 y 1979 implantó a sus primeros tres pacientes con sordera profunda. El sistema de electrodos estaba compuesto por veinte tiras individuales de papel platino envueltas alrededor de un cilindro de silicona con los conductores de los anillos que se encuentran en el interior del cilindro. De los veinte anillos diez eran electrodos activos conectados a un receptor/estimulador subcutáneo. <sup>(73)</sup>

Chouard en 1975 afirmaba haber implantado dispositivos multicanales en 21 pacientes (dispositivos de entre 5 y 7 electrodos monopolares conectados a un parche de teflón percutáneo). Los electrodos fueron introducidos en la cóclea a través de la fosa media y el hueso mastoideo. Entre 6 y 18 meses se retiraron los implantes debido a una infección cutánea. <sup>(74,75)</sup>

Ellis Douek y sus colegas, en Inglaterra, colocaron un electrodo extracoclear en el promontorio ya que no querían arriesgarse a implantarlo en la escala timpánica. Observaron que la información proporcionada a través de la estimulación extracoclear y de la estimulación intracoclear monocanal era semejante, dato que fue confirmado poco después por Fourcin en 1979. <sup>(76)</sup>

En 1977, en Suiza, Ugo Fisch, Norbert Dillier y Spillmann insertaron un implante modiolar bipolar compuesto de dos canales y de alambre duro. También comprobaron que la estimulación extracoclear era semejante a la intracoclear cuando se utilizaba un dispositivo monocanal. Asimismo, Fisch, Dillier y Spillman, motivados por los resultados obtenidos en la estimulación de la ventana redonda mediante electrodos temporales, desarrollaron un mecanismo monocanal que, sin embargo, nunca llegó a ser comercializado. En Alemania Banfai continuó implantando su propio sistema. A día de hoy todos sus dispositivos han fracasado. <sup>(77,78)</sup>

En Australia, G. Clark y su equipo estudiaron las estrategias de codificación del habla y la codificación en general. Realizaron estudios histopatológicos sobre los

efectos del traumatismo postimplantación, la estimulación eléctrica crónica, la infección secundaria del laberinto y la electrólisis de los electrodos. Por otra parte, llevaron a cabo ensayos clínicos a nivel mundial. La empresa australiana Nucleus (en la actualidad conocida como Cochlear) empezó a colaborar estrechamente con el Grupo de Melbourne y en 1982 salió al mercado el primer dispositivo auditivo de Nucleus.

### **Elementos de un implante coclear**

El sistema consta de dos subsistemas, la parte externa y la parte interna, esta última implantada mediante una intervención quirúrgica.

La parte externa del equipo consta de un micrófono, el procesador de señal, y la bobina (antena). Dependiendo del modelo de procesador puede incorporarse al cuerpo del mismo el controlador o porta baterías.

La parte interna está formada por un receptor de radio frecuencia-generador de estímulos, un electrodo de referencia (que no está presente en todos los modelos de implante, sólo en los que utilizan estimulación monopolar) y una guía de electrodos que contiene los distintos electrodos y que permite que éstos sean alojados en la cóclea.

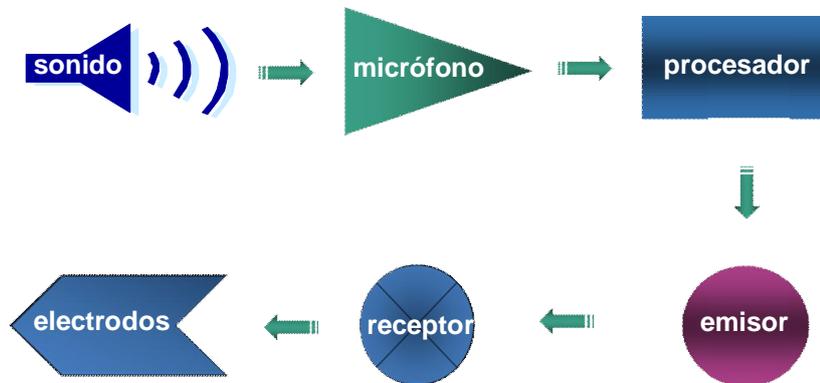
La señal de audio, es adquirida por el micrófono es amplificada y analizada por el procesador y enviada a la antena o bobina.

El conjunto de operaciones realizadas por el procesador depende de la estrategia de codificación, y varía bastante de unos modelos a otros, si bien todos los procesadores actuales tienen en común la separación de la señal de audio en distintas bandas de frecuencia, con el objeto de asociar cada banda espectral a un electrodo y por tanto a una región de la cóclea.

El procesador, por tanto, calcula con qué intensidad de corriente deberá ser estimulado cada uno de los electrodos en cada instante de tiempo.

Esta información es codificada y transmitida junto con la energía eléctrica necesaria para la estimulación eléctrica mediante una transmisión de radio

frecuencia, a través de la piel del paciente, hacia la parte interna implantada y de aquí a las fibras nerviosas en la cóclea (*Figura 7*).



*Figura 7: Representación de los pasos que sigue el sonido hasta llegar a los canales del implante coclear.*

Tenemos, por tanto, dos tipos de estimulación en los electrodos intracocleares. La estimulación monopolar utiliza un electrodo de referencia común situado fuera de la cóclea, y por cada canal, un electrodo activo dentro de la cóclea. La configuración bipolar utiliza por cada canal una pareja de electrodos intracocleares situados muy próximos entre sí.

La pequeña distancia entre electrodos en la configuración bipolar hace que el campo eléctrico quede confinado en una región muy pequeña, lo que permite realizar una estimulación selectiva de una región reducida de la cóclea. Sin embargo esto hace que el número de fibras estimuladas por la pareja de electrodos sea reducido, de modo que para obtener una sensación de estimulación aceptable, se requieren niveles de corriente muy altos en comparación con la estimulación monopolar.

La estimulación monopolar tiene el inconveniente de requerir un electrodo adicional de referencia. Debido a que durante la estimulación se produce un flujo de corriente entre los electrodos activos y el de referencia. La estimulación monopolar hace que los campos de corriente se distribuyan en una región amplia de la cóclea, permitiendo la estimulación de un gran número de fibras nerviosas y

una producción más eficaz de potenciales de acción en el nervio auditivo con menor consumo de corriente.

Los estímulos eléctricos producidos en la cóclea dan lugar a la generación de potenciales de acción en el nervio auditivo, que son transmitidos al cerebro y percibidos e interpretados como sensaciones auditivas o sonidos.

### **Número de electrodos y guía**

Existe cierta controversia en cuanto al número de electrodos que deben tener los sistemas empleados. Los modelos de implante fabricados hoy día tienen un número bajo de electrodos (entre 8 y 24), muy reducido en comparación con las cerca de 5000 células ciliadas internas y alrededor de 40000 terminaciones nerviosas que hay en la cóclea.

Hay varias razones por las que no tiene sentido aumentar excesivamente el número de electrodos. Puesto que los campos eléctricos no están confinados, la corriente eléctrica que inyecta cada electrodo se difunde en una zona amplia de la cóclea, lo que limita la resolución espectral de la cóclea. Por tanto, el hecho de utilizar un número elevado de electrodos no supone mejorar la resolución espectral tonotópica. <sup>(79)</sup>

### **Tasa de estimulación**

Se denomina tasa de estimulación al número de descargas que realiza cada electrodo por unidad de tiempo. Es importante que la tasa de estimulación sea muy superior a la tasa de disparo de las neuronas (que está situada en torno a 400 ó 500 disparos por segundo). <sup>(80)</sup>

Algunos estudios recomiendan que la tasa de estimulación por electrodo sea entre 2 y 4 veces la tasa de disparo para evitar la sincronización de los disparos con la estimulación eléctrica. En la actualidad, las tendencias en el diseño de los implantes cocleares y procesadores se orientan a proporcionar una alta tasa de estimulación. <sup>(81,82)</sup>

## **Estrategias de codificación**

Se denomina estrategia de codificación al conjunto de operaciones que se realizan con la señal de audio, desde su adquisición por el micrófono hasta la determinación de los estímulos a generar en cada uno de los electrodos en cada instante de tiempo. Las primeras estrategias de codificación que se aplicaron son las denominadas analógicas donde cada electrodo es estimulado con una intensidad proporcional a la señal de voz, filtrada con el filtro paso-banda que caracteriza al canal asociado a dicho electrodo. <sup>(83)</sup>

Las estrategias analógicas tienen la ventaja de requerir muy poco cálculo en el procesamiento de la señal. Sin embargo, por el hecho de realizar la estimulación simultáneamente en todos los canales, las estrategias analógicas presentan el problema de la suma de campos, dando lugar a una fuerte interacción entre canales.

En un principio se diseñó esta estrategia pensando que en el proceso de transducción auditiva, el potencial en cada neurona era proporcional al desplazamiento de la membrana basilar en la región coclear que inerva. Más adelante se descubrió que las células ciliadas producen pulsos mediante procesos de despolarización y repolarización y se desarrollaron las estrategias de estimulación pulsátiles, que tienden a imponerse en la actualidad.

### **1.3.4.- Psicoacústica**

No todos los fenómenos perceptuales auditivos están relacionados directamente con un fenómeno físico sino que reflejan un conjunto muy complejo de relaciones que, para poder ser descritos, requieren de calificativos subjetivos de difícil repetibilidad entre observadores.

### **Cualidades del sonido**

Tradicionalmente se describen tres características fundamentales del sonido desde el punto de vista físico: intensidad, frecuencia o tono físico y timbre.

- a. *Intensidad:* El ser humano es capaz de identificar un sonido como fuerte o débil gracias a la percepción de la energía portada por la onda sonora. Llamamos intensidad de un sonido a la potencia sonora por unidad de superficie, se mide en vatios por metro cuadrado ( $w/m^2$ ). La presión sonora se corresponde con la fuerza que posee la onda sonora al llegar al receptor, se expresa en DINA por centímetro cuadrado ( $DINA/cm^2$ ). El oído humano es capaz de percibir presiones sonoras desde 0,00002 pascuales (Pa) hasta 20 Pa lo que significa que el rango de esta magnitud es sumamente amplio, y hay que definir un intervalo logarítmico para facilitar su uso habitual. La unidad que se utiliza es el decibelio (dB) y representa el nivel de presión sonora (sound pressure level, SPL). <sup>(84,85)</sup>
- b. *Frecuencia:* La frecuencia de un sonido corresponde al número de ciclos de la onda periódica que se producen en una unidad de tiempo, se mide en hercios (Hz) o kilohercios (kHz). El oído humano es capaz de registrar ondas de presión con frecuencias desde 20 hasta 20.000 Hz; además percibe mejor las frecuencias medias que le son más útiles para la comunicación.
- c. *Timbre:* En la naturaleza no existen habitualmente ondas sonoras puras. La mayoría de los estímulos acústicos percibidos son sumas de ondas sinusoidales que se generan y transforman en la emisión y transporte de la energía acústica desde la fuente hasta llegar al oído humano.

En la producción de un sonido además de la vibración primaria o frecuencia fundamental se generan una serie de ondas subsidiarias con frecuencia múltiplo entero de la fundamental y que se denominan parciales o armónicos, que sumados a la sinusoide principal generan mayor o menor grado de complejidad a la onda final. A la descomposición de una onda compleja en varias ondas se denomina análisis de Fourier. A la riqueza de armónicos que se producen en un sonido es a lo que denominamos timbre. <sup>(86,87)</sup>

La psicoacústica estudia la relación entre las propiedades físicas del sonido y la interpretación que el ser humano hace de ellas.

El comportamiento no lineal que tiene el oído humano motiva la complejidad de los fenómenos psicoacústicos. La percepción auditiva es extraordinariamente complicada, con un notable componente de subjetividad.

### **Umbrales de la audición**

Uno de los conceptos más importantes en psicoacústica es el umbral de audibilidad. Corresponden al mínimo nivel que un determinado estímulo sonoro debe tener para provocar una reacción en el ser humano. Podemos diferenciar dos tipos de umbrales: el umbral absoluto y el umbral diferencial.<sup>(88)</sup>

### **Umbrales absolutos**

Un umbral absoluto es el mínimo valor de un estímulo necesario para producir una sensación. Dentro de este tipo de umbrales el más frecuente es el umbral de audibilidad, que se define como el mínimo valor de presión acústica que produce sensación sonora en el sujeto.

Fletcher y Munson en 1933 determinan el umbral de audibilidad para distintas frecuencias utilizando tonos puros y definen el umbral como la mínima presión acústica necesaria para percibir un tono puro de 1000 Hz, la cual se halla en 20  $\mu\text{Pa}$ , por lo que tomando esta presión de referencia obtenemos un valor para dicho umbral de 0  $\text{dB}_{\text{spl}}$ .<sup>(89)</sup>

Para las diferentes frecuencias podemos observar: un aumento importante a medida que desciende la frecuencia por debajo de 1000 Hz y un nuevo ascenso a partir de 6000 Hz.

La explicación de esta percepción variable puede estar en las resonancias que se producen en el oído externo y medio, en el efecto enmascarador de ruidos corporales de baja frecuencia o el generado por el ruido neural a partir de las descargas nerviosas en el oído interno.

Asimismo a medida que envejece el órgano de Corti, aumenta el umbral auditivo en frecuencias altas.<sup>(90,91)</sup>

El umbral de dolor es otro parámetro relevante que se define como aquel nivel de presión acústica que provoca molestia subjetiva en el ser humano. Utilizando un tono puro de 1000 Hz se ha estimado el umbral en 20 Pa, es decir 120 dB<sub>spl</sub>.<sup>(92)</sup>

### **Umbrales diferenciales**

Corresponde a la mínima variación de uno de los parámetros del estímulo físico, necesaria para provocar en el sujeto un cambio en la sensación como mínimo en el 50% de la prueba.

Son utilizados en varias pruebas audiométricas supraliminales.<sup>(93)</sup>

Es posible distinguir dos:

- a. Umbrals diferenciales de intensidad: Las curvas muestran un incremento en la capacidad discriminativa a medida que incrementamos la presión sonora.
- b. Umbrals diferenciales de frecuencia: Se puede observar que el umbral de mínima variación es constante (3,6 Hz) hasta los 500 Hz, a partir de lo cual presenta un incremento progresivo; de ello se infiere la capacidad de percibir variaciones de alrededor del 0,7 % de la frecuencia.

Parecido comportamiento tiene el umbral de mínima diferencia, con valores de 1 Hz de variación constante hasta 500 Hz, momento en el que la curva se pronuncia hacia arriba, de lo que se extrae la facultad del oído humano de percibir diferencias de frecuencia de aproximadamente 0,2%.<sup>(88,94)</sup>

### **Bandas críticas**

La banda crítica corresponde al potencial resolutivo del oído para dos o más frecuencias simultáneas. Zwicker y Fastl han desarrollado el concepto moderno de ancho de banda crítico, en el contexto de la suma de intensidades subjetivas o sonoridades. Se sabe que para el oído humano sonidos complejos de banda

ancha provocan mayor sensación de sonoridad que tonos puros o sonidos de banda estrecha a pesar de poseer el mismo valor de presión acústica. <sup>(88, 95)</sup>

El ancho de banda crítico depende de la frecuencia. Podemos dividir el sistema auditivo en 25 bandas críticas no superpuestas.

## Sonoridad

La sonoridad es un parámetro perceptivo fundamental del sonido, permite realizar una estimación subjetiva de la intensidad de una señal. Podemos así ordenar el sonido desde el más fuerte al más débil. Depende además de la intensidad o de la presión sonora, de la frecuencia, del ancho de banda del espectro y de la extensión temporal del sonido.

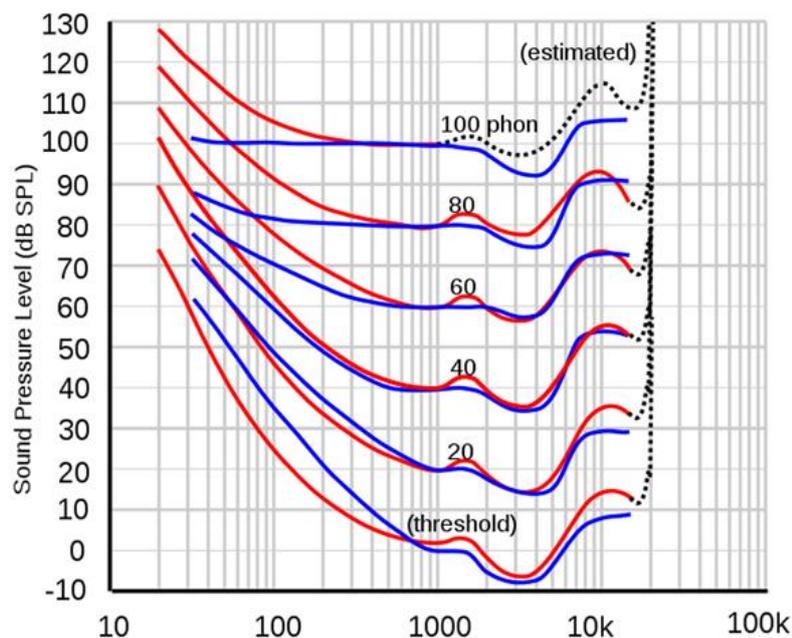


Figura 8: Curvas isofónicas de Fletcher-Munson (trazado azul). Reconfiguración de las curvas según Norma ISO 226:2003. [89]

Fletcher y Munson determinaron una serie de curvas de igual sonoridad a partir de la comparación subjetiva entre un tono de 1000 Hz de intensidad constante y un tono de otra frecuencia e intensidad variable.

Las curvas obtenidas se aproximan en morfología a la curva del umbral de audibilidad en presiones bajas y se van aplanando a medida que se incrementa la intensidad.<sup>(89)</sup>

### **Altura**

Otro parámetro perceptivo esencial del sonido es la altura tonal, por la que podemos ordenar los sonidos en agudos, medios o graves. Va a depender fundamentalmente de la frecuencia, pero, la altura también es influida por la intensidad, el espectro y la duración del sonido.

Se han medido los umbrales diferenciales para mínimas diferencias perceptibles de frecuencia y los resultados nos indican que hasta 1000 Hz el umbral es constante, con un valor de 3 Hz y con una relación lineal. A partir de entonces para frecuencias superiores a 1 kHz la relación se hace logarítmica.



## **II. JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS**



## 2.1.- Justificación

Es comprensible que el implante coclear ha sido diseñado para permitir la percepción del habla cuando esta se presenta en silencio. Mientras que el éxito se ha logrado en la entrega del habla en silencio, su desempeño en la entrega de la música y el habla con ruido de fondo es menos ideal.

Es generalmente aceptado que la percepción musical, es una tarea difícil para los usuarios de implantes cocleares, por lo que los esfuerzos para mejorarla son de suma importancia.

Como era de esperar existe una disminución en los hábitos de escucha musical post implantación con relación a situaciones anteriores a la sordera, que no están relacionadas con las variables demográficas ni exactitud de percepción de patrones tonales y rítmicos <sup>(96)</sup>.

Si bien entendemos que la percepción de la música se trata de una experiencia subjetiva, hay propiedades físicas de la misma que pueden ser evaluadas y controladas de manera objetiva, como puede ser la discriminación de altura, el reconocimiento de melodía a través de un instrumento y el reconocimiento del instrumento por la percepción del timbre. <sup>(97,98)</sup>

Los usuarios de implantes cocleares sitúan la música como el segundo estímulo acústico más importante al lado de la comprensión del habla, por lo que mejorar la percepción de la música podría tener un impacto muy positivo en las vidas de los pacientes implantados, no solo por proporcionar el disfrute de la música, sino también por la mejora de la audición general y comprensión del habla en ambientes tranquilos y ruidosos. <sup>(99)</sup>

El ajuste adecuado del procesador de voz del implante coclear, es de vital importancia para proporcionar una buena calidad de la percepción del sonido y de la inteligibilidad de la voz. Para la programación de un sistema de implante coclear multicanal, los canales deben ser revisados con el fin de verificar la funcionalidad de la estimulación que se proporciona a cada uno de los electrodos, estimar el umbral de percepción (T-level) de los impulsos eléctricos y estimar el

máximo nivel de confort (C-level) o máximo nivel de estimulación que el paciente acepta sin sensación de molestia. Los niveles T y C nos darán el rango dinámico eléctrico de cada electrodo.

A todos estos parámetros le implementamos el manejo de las asignaciones frecuenciales en cada uno de los electrodos. La estimación poco precisa de los mismos, degrada la calidad de la representación de la señal de audio, dando lugar a una pérdida de información, e incluso a una percepción del sonido molesta.

La programación del procesador es una tarea difícil basada en respuestas subjetivas a estímulos presentados en los diferentes electrodos del implante, subjetividad que se convierte en problema cuando los pacientes no son colaboradores (niños pequeños), o que presentan dificultades en el desarrollo del lenguaje y habilidades comunicativas.

En estos casos el uso de información obtenida de medidas objetivas es de gran utilidad para evaluar la funcionalidad de los electrodos y estimar los niveles T y C. Dentro de estas medidas disponemos de los test de reflejo estapedial evocados mediante estimulación eléctrica, la telemetría de respuesta neural y los potenciales de tronco evocados mediante estimulación eléctrica. No obstante la información subjetiva de escucha, aportada por el paciente es importante tenerla en cuenta. (100,101,102,103,104)

Partiendo de esta base, este trabajo pretende avanzar hacia el desarrollo y la validación de un método de programación de los implantes cocleares en el que se implementa una estrategia de asignación frecuencial en aquellos canales del implante coclear en los que se encuentra las frecuencias de la nota fundamental así como la variación en los canales cuyas frecuencias representan los diferentes armónicos de cada fundamental por lo que se han planteado las siguientes hipótesis y objetivos:

## **2.2.- Hipótesis**

*Hipótesis 1:* Los pacientes con programación frecuencial del implante coclear asignada a la fundamental tienen mejor percepción y reconocimiento musical.

*Hipótesis 2:* Los pacientes con una modalidad de estimulación bilateral, tendrán mejor percepción, en las tareas de los reconocimientos de instrumentos musicales.

### **2.3.- Objetivos Específicos**

1. Evaluar y comparar el desempeño para el reconocimiento instrumental en pacientes con implantes cocleares en sus diversas modalidades de estimulación: eléctrica unilateral y eléctrica bilateral así como eléctrica y acústica (bimodal binaural).
2. Comparar la habilidad de reconocimiento entre las modalidades de estimulación, identificando las variables que puedan estar determinando un mejor desempeño, a fin de promover la optimización de la percepción musical con implante coclear.
3. Conocer las dificultades en cuanto al reconocimiento de instrumentos y de patrones musicales, pitch, armonía de los pacientes con implante coclear.
4. Crear programas de asignación y modificación frecuencial en la fundamental, asignada al implante coclear y comparar con los programas elaborados de forma estándar.



### **III. MATERIAL Y MÉTODO**



### **3.1.- Población y muestra**

En este estudio se ha llevado a cabo una evaluación y comparación para el reconocimiento instrumental así como para conocer las dificultades en los diferentes patrones musicales, pitch y armonía, en 60 pacientes con hipoacusia neurosensorial severo profunda, portadores de implante coclear en sus diferentes modalidades.

Se incluyen un total de 22 pacientes portadores de implante coclear unilateral, con edades comprendidas entre 18 y 49 años de los cuales 11 son hombres y 11 mujeres; 18 pacientes con implante coclear bilateral con edades comprendidas entre 33 y 69 años siendo 10 hombres y 8 mujeres y 20 pacientes con implante coclear unilateral más audífono contralateral (bimodal) con edades entre 32 y 68 años de los cuales 9 son hombres y 11 mujeres, todos ellos atendidos en la Unidad de Hipoacusia del Servicio de Otorrinolaringología del Complejo Hospitalario Universitario Insular Materno Infantil de Las Palmas de Gran Canaria, entre marzo de 2010 y marzo de 2011.

### **3.2.- Criterios de inclusión (anexo I)**

Los criterios de inclusión de pacientes tanto generales como específicos son:

- Adultos mayores de 18 años.
- Con hipoacusia bilateral postlingual de severa a profunda. (promedio de umbrales en Audiometría Tonal: mayor a 70 dB)
- Ausencia de patología retrococlear sin trastornos a nivel del procesamiento auditivo central.
- Portadores de implante coclear Nucleus 24 Contour Advanced con velocidad de estimulación  $\geq$  a 250 Hz y  $\leq$  1200 Hz con más de un año de uso del procesador de sonido.
- Estrategia de codificación ACE o SPEAK.

- MAPA de programación estable.
- Usuarios de procesadores retroauriculares Esprit 3G, Freedom ó CP 810.
- Tener un mínimo de 18 canales operativos en el MAPA de programación que usa.
- 50 % de comprensión del habla para frases con IC en silencio, sin lectura labial a 65 dB HL.
- Consentimiento de participación en la evaluación.

### **3.3.- Recogida de datos y variables analizadas**

Los instrumentos utilizados en el presente estudio son los siguientes:

#### **3.3.1.- Formulario hoja de seguimiento (anexo I)**

Permite ubicarnos y hacer un seguimiento de cada momento en el que nos encontramos en el estudio.

#### **3.3.2.- Formulario criterios de inclusión (anexo II)**

Se recoge en este los criterios generales y específicos, que se consideran de inclusión para cada uno de los grupos de pacientes en sus diferentes modalidades, implante coclear unilateral, implante coclear bilateral e implante coclear más audífono.

#### **3.3.3.- Formulario del perfil otológico y audiológico (anexo III)**

En este formulario se registran:

- Datos de la hipoacusia: etiología, edad de inicio, modo de inicio, duración, tipo y grado de hipoacusia (ambos oídos), presencia o no de acúfenos.

- Información Audioprótesis: Datos de prótesis auditiva: tipo, tiempo de adaptación, modalidad de estimulación (acústica, eléctrica, bimodal).
- Audífono: tiempo de uso, tipo de inserción, característica, programas en uso.
- Implante coclear: tiempo de activado, tipo de implante, procesador, estrategia de codificación, electrodos activos, programa en uso, parámetros (volumen, sensibilidad..).

#### **3.3.4.- Test de pruebas audiológicas (anexo IV)**

Se registran:

- Audiometría tonal previa al equipamiento entre 250 Hz y 8000 Hz en ambos oídos.
- Audiometría tonal a campo libre con prótesis auditiva entre 250 Hz y 8000 Hz en ambos oídos.
- Logaudiometría a campo libre con prótesis auditiva a 65 dB HL en silencio sin lectura labial.
- Porcentaje de discriminación de frases cotidianas a campo libre, en silencio, sin lectura labial a 65 dB HL.
- Ajuste y optimización del programa (MAPA) estándar, previo a la modificación

#### **3.3.5.- Cuestionario de Música de Múnich (anexo V)**

Se trata de un test específico para registrar hábitos musicales en personas con sordera postlingual, después de la implantación coclear.

El test consta de un total de veinticinco preguntas, haciéndose especial énfasis en la frecuencia con la que el paciente escucha la música y sobre el papel que juega

o ha jugado la música en su vida en las tres situaciones, previa a la aparición de la hipoacusia, instaurada la hipoacusia pero sin implante coclear y una vez implantado, así como, si diferencia entre frecuencias graves y agudas, ¿cómo percibe la música con su implante coclear?, ¿porqué escucha música? y ¿qué elementos diferencia de la música?.

### **3.3.6.- Software “MACarena” (Minimum Auditori Capability)**

Este programa es la herramienta de trabajo con la que se hace la valoración y evaluación sobre el reconocimiento de instrumentos y patrones musicales, es muy flexible y está validado por los doctores Waikong Lai y Norbert Dillier del departamento de Otorrinolaringología del Hospital Universitario de Zúrich, Suiza, con un interfaz de usuario bastante uniforme donde se recogen los datos demográficos básicos, las diferentes pruebas así como los dispositivos auditivos y las estrategias de codificación que usa el paciente.

El software además de incluir pruebas de rutina del habla en entornos clínicos y experimentales, dispone de diferentes apartados donde se evalúan y valoran los patrones musicales que en este estudio se han llevado a cabo.

El programa permite realizar pruebas de entrenamiento previo en cada uno de los test con el fin de familiarizarse con los diferentes sonidos que se exponen. No obstante una vez se inicia la sesión del test seleccionado, la asignación del turno y orden de reproducción de las diferentes muestras, se hace de forma aleatoria, no permitiendo el aprendizaje del mismo en ningún momento.

El material de ensayo pregrabado se guarda en formato WAV. Los resultados de las pruebas se almacenan en un archivo de salida de formato ASCII lo que permite la exportación a otras bases de datos para su tratamiento y posterior análisis.

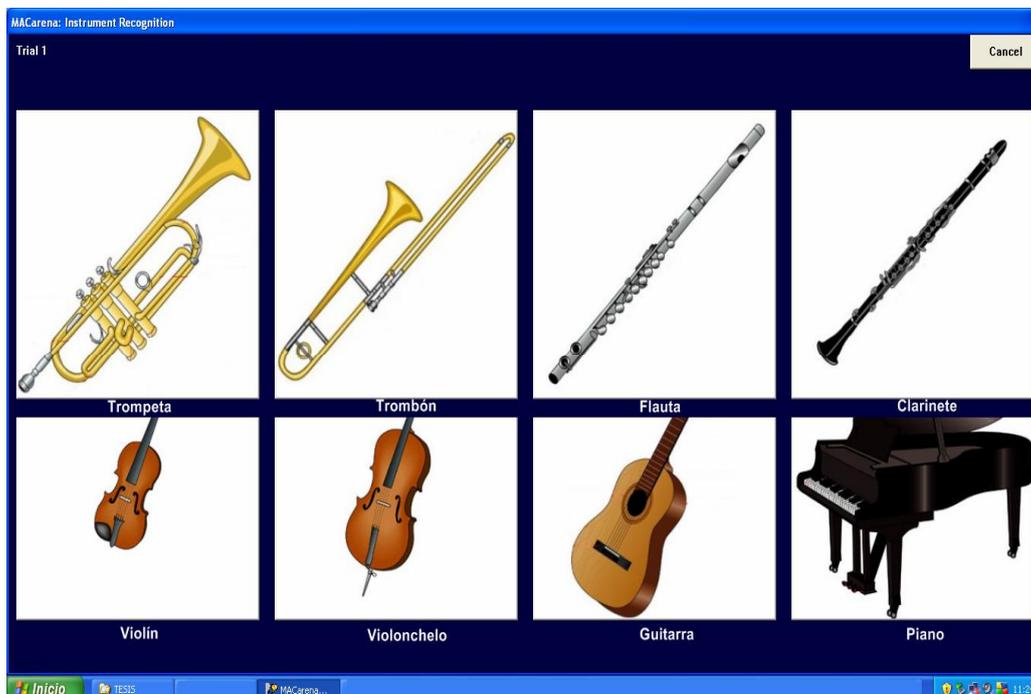
Todas las pruebas han sido presentadas a los pacientes de los diferentes grupos, a una intensidad de 65 dB SPL y con una relación señal ruido de 0 dB SNR.

Se relaciona a continuación los diferentes test seleccionados para el estudio, dentro de la variabilidad de los que dispone el programa:

**a) Reconocimiento de instrumentos:**

En la prueba de reconocimiento de instrumentos, se utilizan grabaciones de músicos profesionales de la Orquesta de la Ópera de Zúrich.

Los músicos fueron instruidos para tocar el instrumento con un mismo ritmo y articulación. Al paciente se le muestra una pantalla con ocho instrumentos musicales; trompeta, trombón, flauta, clarinete, violín, violonchelo, guitarra y piano (*Figura 9*).



*Figura 9: Panel reconocimiento de instrumentos*

Los ocho instrumentos, de forma independiente, tocan la melodía de la canción de Suecia "¿Quién puede navegar sin el viento?" ("Vem kan Segla vind förutan?") durante cinco segundos.

Cada vez que suena un instrumento el paciente hace la selección del que cree que está reproduciendo la melodía. Una vez seleccionado se vuelve a reproducir la misma melodía pero generada por otro instrumento de forma aleatoria.

El total de pase de muestra en el test es de 32 muestras, repitiéndose cuatro veces cada uno de los instrumentos.

**b) Reconocimiento discriminación de tono (pitch 12 semitonos):**

Consiste en pasar ocho veces, dos tonos diferentes a 65 dB SPL con una relación de señal ruido de 0 dB SNR en un rango de doce semitonos. Los pares de tonos para esta prueba se organizan en tonos de tres bandas de frecuencia en la 3<sup>a</sup>, 4<sup>a</sup> y 5<sup>a</sup> octava y los rangos e intervalos de frecuencia se mezclan al azar y se muestras de forma aleatoria.

El paciente debe seleccionar en cada uno de los pases ¿qué tono es más agudo? (Figura 10).

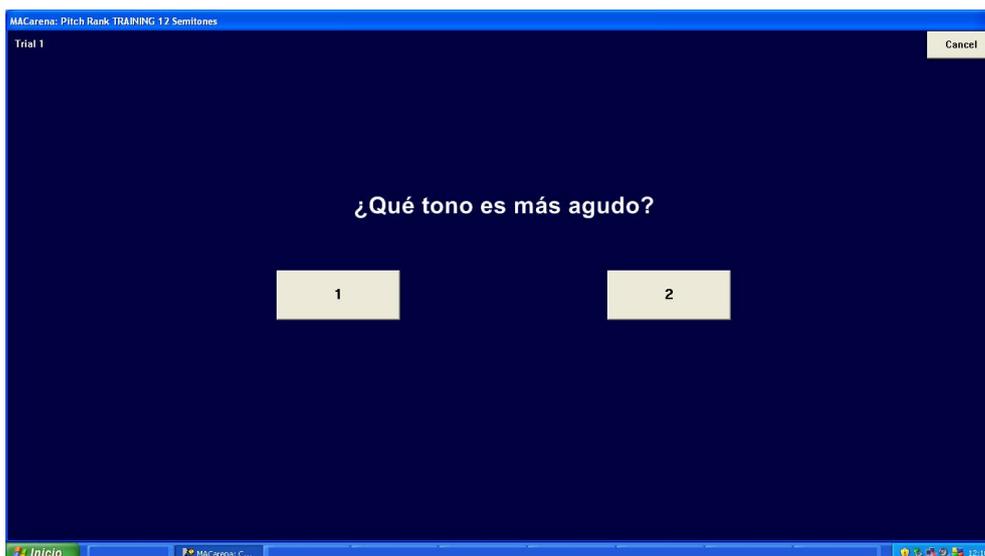


Figura.10: Panel reconocimiento del tono (pitch rank 12 semitonos)

**c) Reconocimiento de escalas de tono:**

Esta prueba ha sido originalmente propuesto por Galvin et al. (2007).<sup>(105)</sup>

Con esta prueba, la percepción del tono se evalúa en un nivel más complejo de lo que se hace con la prueba de la discriminación de tonos, ya que la fusión de los tonos secuenciales en un flujo melódico es necesaria para identificar diferentes contornos.

La prueba incluye contornos de dos octavas y tres distancias de tono, mostrándose al paciente la posibilidad de seleccionar entre cinco curvas: ascendente, plano, descendente y la combinación ascendente-descendente, descendente-ascendente (Figura 11).



Figura 11: Panel reconocimiento de escalas de tonos.

Cada una de las posibles respuestas se repite dos veces, con combinaciones aleatorias haciéndose imposible el aprendizaje del orden en la aparición de la escala.

#### d) Reconocimiento de armónicos:

Los estímulos que se presentan, tiene su origen en una prueba de armonía creada por Mary y Mark Grasmeyer Lutman, Instituto de Sonido y Vibración de Investigación Southampton (ISVR). Dos acordes son ejecutados de forma independientes en cada pase, repitiéndose un total de treinta veces, ante esto el paciente debe responder si el primer acorde o el segundo se han desempeñado correctamente (Figura 12).

Los "correctos" son aquellos acordes mayores o menores interpretados con un piano sintetizado. Los "incorrectos" son acordes similares pero dos de las cuatro

notas del acorde se han desplazado un semitono superior, cuyo resultado implica siempre una disonancia.

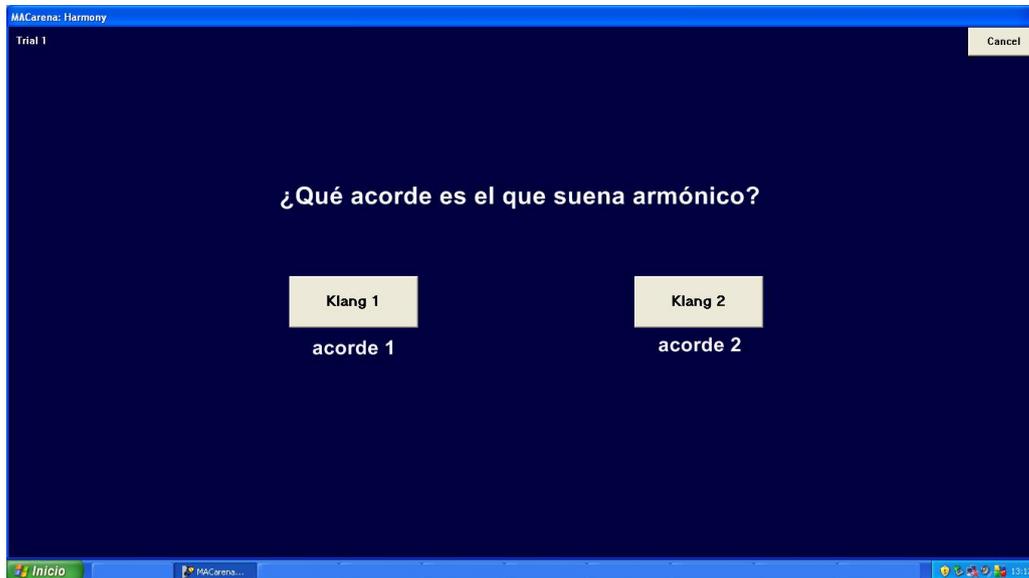


Figura 12: Panel reconocimiento de armónicos.

### 3.4.- Implante coclear utilizado

Todos los pacientes incluidos en el estudio están implantados con dispositivo Nucleus 24 de Cochlear que constan básicamente de tres elementos: receptor, guía de electrodos activos con 22 canales y dos electrodos extracocleares (referencia) (Figura 13).

El receptor va implantado de forma permanente en el hueso temporal en posición retroauricular en un lecho óseo labrado al efecto.

Previa cocleostomía, utilizada en todos los pacientes, es insertada la guía de electrodos dentro de la cóclea en la escala timpánica. La energía que es requerida por el implante así como los datos para la estimulación del ganglio espiral, se envían desde el procesador externo de voz a través del transmisor (bobina) fijada sobre la piel en el punto donde se encuentra el implante, mediante atracción magnética, así la parte implantada no contiene baterías u otros componentes que necesiten ser reemplazados con el tiempo.

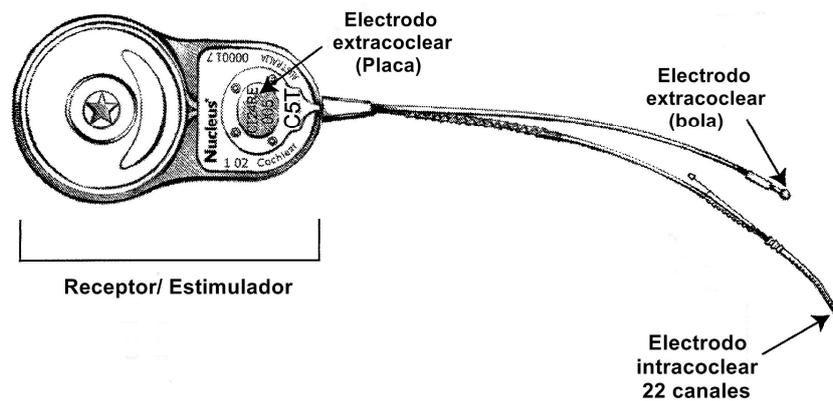


Figura 13: Implante Coclear Nucleus.

La parte implantada contiene los circuitos y componentes necesarios para decodificar los datos que se transmiten desde la señal y reproducir estímulos de acuerdo a la señal recibida desde el procesador.

El implante permite una tasa de estimulación máxima de 14.400 pulsos por segundo y ofrece la posibilidad de estímulo monopolar, bipolar y common ground. Asimismo permite establecer estrategias de codificación Codificación Combinada Avanzada (ACE), Estrategia Pulsátil Intercalada (SPEAK) y Muestreo Intercalado Continuo (CIS).

Por otro lado incorpora un sistema de monitorización como es la telemetría de respuesta neural y la telemetría de impedancia, que permite valorar la funcionalidad de los electrodos.

### 3.5.- Estrategias de Codificación

Las estrategias de codificación o de procesamiento de la señal que usan los pacientes de los diferentes grupos del estudio son:

#### 3.5.1.- SPEAK (Spectral Peak Strategy)

En esta estrategia, se mide continuamente la energía en cada una de las 20 bandas de frecuencia que determinan 20 filtros programables. El rango de análisis de la frecuencia de la señal entrante se extiende hasta 10 kHz. Se seleccionan las bandas de mayor energía correspondientes a los máximos espectrales y se

estimulan los electrodos asociados a cada banda, hasta un máximo de 10. La velocidad de repetición sobre cada electrodo se adapta a las características espectrales de la señal de entrada. Una señal de entrada de banda ancha, produce muchos máximos y una de banda estrecha, produce pocos máximos. Así la poca información espacial de las señales poco energéticas (pocos electrodos estimulados) se compensa con una mayor velocidad de estimulación. La frecuencia de repetición se encuentra en el rango de 180-300 pulsaciones por segundo (pps) pero se estimulan más electrodos por barrido (6 en promedio, máximo 10).

### **3.5.2.- ACE (Advanced Combination Encoding)**

En la estrategia ACE el sonido es dividido en un máximo de 22 bandas frecuenciales y se seleccionan entre 6 y 20 bandas frecuenciales con la mayor información. Cada banda frecuencial estimula un electrodo específico a lo largo de la línea de electrodos y el electrodo estimulado dependerá de la frecuencia del sonido. La velocidad de estimulación de los electrodos, varía con un máximo de 14.400 pps.

### **3.6.- Software de programación**

Se ha utilizado la plataforma de programación Custom Sound Suite de Cochlear, en su versión 3.2 para la adaptación y programación de los procesadores de sonido de los pacientes incluidos en el estudio.

Con esta plataforma se ha optimizado y revisado el programa que lleva el paciente previamente antes de proceder a la creación del programa frecuencial.

El software tiene una secuencia de programación e interfaz de usuario sencilla además de permitir la programación simultánea en caso de los pacientes con implantes bilaterales.

Por otro lado permite la medición de impedancias del implante así como la medición de la respuesta neural (NRT).

### **3.7.- Programación del procesador**

Con la programación del procesador del implante coclear se logra ajustar una serie de parámetros programables con el fin de adaptarlo a las necesidades y características del paciente y proporcionarle la máxima calidad en la audición a través del implante coclear.

Dentro de la programación existen parámetros que se centran en la interacción entre los electrodos y el nervio auditivo y otros que se centran en el procesamiento de la señal de audio.

La interacción entre electrodos y las terminaciones del nervio auditivo va a venir determinada por cuáles son los electrodos que son activados, y para cada electrodo, por el umbral de percepción (usualmente conocido como THR o T-levels del inglés Threshold) y el máximo nivel de confort (MCL o C-levels. del inglés Maximum Comfortable Levels). Los valores T y C asignados para cada electrodo del implante determinan el rango dinámico eléctrico dentro del cual puede encontrarse el nivel de estimulación para dicho electrodo.

Los parámetros programables para configurar el procesamiento de la señal de audio tienen por objeto permitir una percepción del sonido (y particularmente de la voz) con máxima calidad, una vez que han sido fijados los parámetros que determinan la interacción electrodo-nervio auditivo.

La configuración del procesamiento de señal permite establecer el rango frecuencial de la señal de audio que es procesada, el ancho de banda y límites de frecuencia específicos para el canal asociado a cada electrodo, la transformación del rango dinámico acústico al rango dinámico eléctrico, el efecto que tiene el control de volumen así como las distintas configuraciones que se pueden programar en el procesador.

La interacción, determinada por los parámetros, entre el implante coclear y el nervio auditivo es la fase más crítica de la programación del procesador, ya que es en este aspecto en los que existe más variabilidad entre pacientes y en el que una desviación con respecto a los valores adecuados limitará la calidad de la

percepción con el implante. Se requiere de varias sesiones de trabajo con el paciente para conseguir un buen ajuste de estos parámetros.

Los parámetros referidos al procesamiento de la señal son más fáciles de establecer ya que presentan menor variabilidad entre pacientes. Normalmente, la utilización de valores por defecto proporciona buenos resultados y sólo en algunos casos se mejora ligeramente la calidad realizando pequeñas modificaciones con respecto a los valores por defecto. <sup>(106, 107, 108)</sup>

### **3.7.1.- Activación de electrodos**

Dependiendo de si los electrodos proporcionan o no una estimulación auditiva adecuada, estos podrán ser o no activados. El electrodo que no proporciona respuesta auditiva debe ser desactivado, redistribuyéndose las frecuencias en los canales funcionantes.

Las causas que hacen que los electrodos no proporcionen una estimulación adecuada son:

- Electrodo situado fuera de la cóclea: En este caso no proporciona estimulación del nervio auditivo o en su caso se percibe una sensación auditiva de muy baja intensidad para niveles de estimulación muy altos, debido a la difusión de corriente en el medio fisiológico.
- Si el electrodo está situado en una zona de la cóclea en la que las terminaciones nerviosas han sufrido lesiones importantes
- Estimulaciones colaterales: Si además de la sensación auditiva, produce sensaciones táctiles o actividad motora debido a una estimulación no controlada del nervio facial o mareos debido a la estimulación del vestibular.
- Problemas eléctricos en la guía:
  - Si un electrodo está fuera de impedancia no será posible la inserción de corriente y no proporcionará estimulación.

- En caso de cortocircuito entre dos electrodos se precisará desconectar uno de ellos o los dos, con el fin de evitar una confusión entre bandas de frecuencia asociadas a estos electrodos.

El encendido de electrodos, durante la programación del procesador, se decide teniendo en cuenta la posición de la guía de electrodos mediante radiografía, la telemetría de impedancia (que mide la impedancia de cada uno de los electrodos del implante, así como la presencia de posibles cortocircuitos entre canales) y especialmente, la respuesta subjetiva del paciente, que proporciona la información solicitada.

### **3.7.2.- Estimación de los niveles-T y niveles-C**

Los umbrales (T-levels) y máximos niveles de confort (C-levels) son parámetros que se establecen independientemente para cada canal activado del implante.

El T-levels se define como el mínimo nivel de estimulación eléctrica que el paciente es capaz de percibir, mientras que el C-levels se define como el máximo nivel de estimulación que el paciente tolera, para el electrodo considerado, sin llegar a sentir una sensación molesta. Usualmente estos parámetros son establecidos a través de las respuestas subjetivas de los pacientes a una serie de estímulos presentados sobre cada electrodo a distintas intensidades. Este procedimiento presenta diversas dificultades: <sup>(109, 110, 111)</sup>

- El método requiere una comunicación fluida entre el programador y el paciente. Hacemos aquí especial énfasis en pacientes con habilidades comunicativas limitadas, especialmente en niños.
- Conseguir una precisión en los umbrales no siempre es posible en el caso de niños o pacientes cuando aún no tienen mucha experiencia en el uso del implante. Se presenta mayor dificultad si el paciente además presenta acúfenos enmascarando la respuesta proporcionada por el implante.

- Los máximos niveles de confort requieren presentar al paciente estímulos de alta intensidad, próximos al máximo nivel que tolera sin molestia. Este concepto es muy subjetivo y variable de un paciente a otro, incluso puede variar en un mismo paciente durante la sesión de programación, dificultando la estimación de los C-levels.
- Una programación basada en la definición de C-levels, en caso de que la sensación molesta sea superior a la sensación auditiva, daría lugar a una descompensación entre distintas bandas de frecuencia.

### **3.7.3.- Niveles T y C no adecuados**

Las consecuencias de una estimación inadecuada de los T-levels y los C-levels son el uso de un rango dinámico eléctrico inadecuado para el electrodo afectado.

En el caso de una infraestimación del C-levels de un canal, el paciente percibirá la banda de frecuencias correspondiente a dicho canal con una intensidad baja con respecto al resto de canales, perdiendo además sensibilidad y resolución en intensidad para los sonidos en esta banda.

Si el C-levels de un canal es excesivamente alto, en principio los sonidos en la banda de frecuencia afectada van a producir una sensación molesta, por lo que el paciente reducirá el nivel global de estimulación a través del control de volumen y por ello la estimulación va a ser insuficiente para todas las bandas de frecuencia con la consiguiente pérdida de sensibilidad y de resolución en intensidad.

Una imprecisión en la estimación de los T-levels tiene mucho menos efecto sobre la sensibilidad que en el caso de los C-levels.

Teniendo en cuenta el efecto que tiene el desajuste de los niveles T y C sobre la percepción con el implante coclear, y por otra parte, disponer del control de volumen, resulta efectivo para el ajuste del procesador, orientar la atención al balanceo de los niveles C, subiendo o bajando todos simultáneamente, se puede conseguir una programación adecuada.

Este procedimiento tiene la ventaja de que la determinación precisa del nivel global no es crítica, puesto que el paciente dispone del control de volumen.

Además, el balanceo entre canales se puede realizar a un nivel que se encuentre en la zona confortable para el paciente o realizarse a través de métodos indirectos, como por ejemplo, a través de audiometría tonal. <sup>(106)</sup>

### **3.8.- Programación Frecuencial**

En esta tesis se hace una confrontación entre el MAPA de programación estándar que el paciente usa habitualmente y el MAPA programado con asignación frecuencial.

En el ajuste del MAPA de programación frecuencial del procesador del implante coclear, de los pacientes incluidos en el estudio, se trabaja principalmente en:

#### **3.8.1.- Decisión sobre qué electrodos deben ser activados**

En este punto se actuará como en una programación estándar. La elección de los electrodos que deben estar activados va a estar en función de su ubicación en la cóclea y de la estimulación que producen en el nervio auditivo.

Electrodos extracocleares y electrodos situados en zona de escasa población neuronal, deben ser desactivados, ya que la banda de frecuencias en esa zona no sería percibida por el paciente si no se redirige. Disponemos aquí de las herramientas propias del software de programación, estas son: la telemetría de respuesta neural y la medición de impedancias.

#### **3.8.2.- Estimación de los niveles T y balanceo de los niveles C**

Se trabajará principalmente localizando, de la forma más precisa, el mínimo nivel de estimulación que el paciente puede percibir en cada canal o umbral perceptual de los impulsos eléctricos (T-level).

La información necesaria se obtiene de respuestas subjetivas de los pacientes a una serie de estímulos presentados en los diferentes electrodos y con diferentes

niveles. En una primera programación se tiende a sobreestimar los niveles T debido a la falta de experiencia auditiva. La tendencia de reducción de los niveles T es de un 22%.<sup>(112)</sup>

Es en este punto donde se hace el balanceo de los canales y se reduce en un 25% ambos niveles. Posteriormente se irán incrementando los niveles C de forma conjunta hasta llegar a un rango dinámico inicial de 47  $\mu\text{v}$  y se tenderá a estabilizar entre 49 y 51  $\mu\text{v}$  conforme el paciente vaya adquiriendo experiencia en la utilización de su ayuda auditiva. Esto permitirá aumentar la resolución en intensidad.

### 3.8.3.- Modificación de bandas y ganancias frecuenciales

Con el objetivo de conocer qué frecuencias se manejan en la programación frecuencial del procesador se ha trabajado previamente con el analizador de espectro, SpectraLAB FFT Special Analysis System versión 4.32.11 de Sound Technologic Inc., instrumento utilizado para convertir una señal del dominio del tiempo (amplitud-vs.-tiempo) en el dominio de la frecuencia (amplitud-vs.-frecuencia). Este analizador de espectro de audio revela claramente los términos de la información frecuencial y, por definición, se limita a las señales de procesamiento muy útil para medir los componentes de frecuencias fundamentales que están contenidas en una señal de audio (Figura 14).

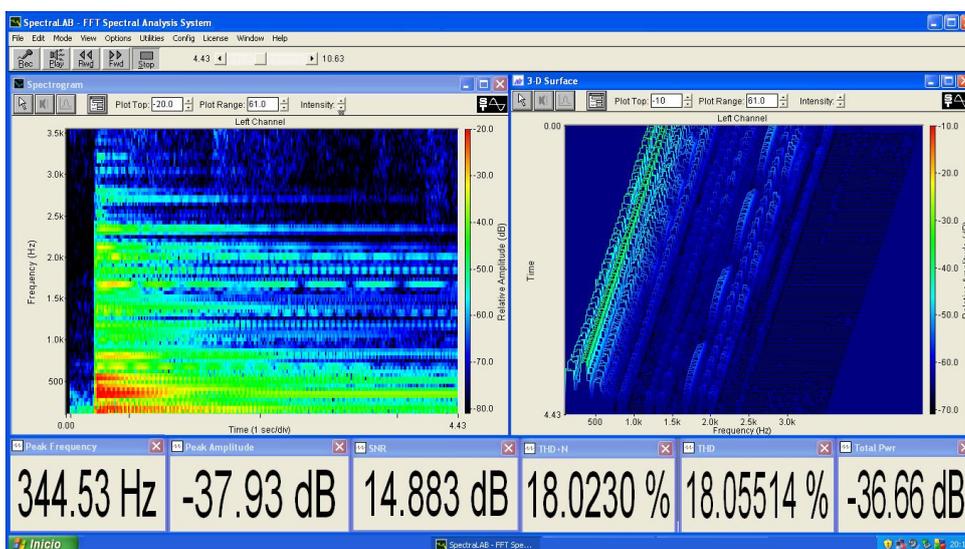


Figura 14: Imagen del analizador de espectro de audio SpectraLAB.

Se puede medir con precisión la frecuencia de los tonos únicos o múltiples y la diferencia de frecuencia entre ellas.

El programa trabaja en conjunto con la tarjeta de sonido del ordenador donde se encuentra instalado. Al conectar la señal de audio que se mide en la entrada de línea o de micrófono de la parte posterior de la tarjeta de sonido así como el uso de ficheros WAV, el software utiliza la tarjeta para realizar una conversión de la señal "analógica a digital".

Esta digitalización se pasa a través de un algoritmo matemático conocido como Transformada Rápida de Fourier (FFT), que convierte la señal del dominio del tiempo al dominio de frecuencia.

Los instrumentos musicales y voces humanas lejos de componerse de tonos puros, están formados por notas fundamentales y una serie de armónicos sumados a esa frecuencia fundamental, que son los que confieren al instrumento de un carácter que lo diferencia del resto. Los armónicos son múltiplos de la nota fundamental y a medida que nos alejamos de éste van perdiendo volumen y se hacen prácticamente inaudibles según nos acercamos al sexto o séptimo armónico.

A la frecuencia fundamental también se le denomina "primer armónico". Es curioso analizar la relación que guardan los diferentes armónicos entre ellos, ya que a medida que nos alejamos de la fundamental, el intervalo que existe entre los armónicos decrece.

Los ficheros implementados están en formato WAV y ejecutados a piano entre una 3ª y 5ª octava de sonidos armónicos y no armónicos, escala de notas alteradas y no alteradas y escala de tono ascendente y descendente. Asimismo se incorporaron ficheros con una misma melodía, producida por clarinete, flauta, guitarra, órgano, piano, saxofón, trombón, trompeta, violín y violonchelo, interpretada a la misma intensidad y tiempo, pudiéndose obtener respuestas desde el 4º armónico 264 Hz hasta el armónico 16 a 1056 Hz en cuyos rangos se encuentra la Fundamental de la mayoría de los instrumentos tal como se muestra en la **tabla 1.** <sup>(113)</sup>

**Tabla 1. Rangos frecuenciales de la voz y de instrumentos musicales de la fundamental y sus armónicos**

Instrumento	Fundamental Hz	Armónicos kHz
Bajo acústico	41 - 294	1 - 5
Bajo eléctrico	41 - 300	1 - 7
Bombo	30 - 147	1 - 6
Cantante	87 - 392	1 - 12
Violonchelo	65 - 698	1 - 6.5
Clarinete	165 - 1568	2 - 10
Fagot	62 - 587	1 - 7
Flauta	261 - 2349	3 - 8
Guitarra acústica	82 - 988	1 - 15
Guitarra eléctrica	82 - 1319	1 - 15
Oboe	261 - 1568	2 - 12
Piano	28 - 4196	5 - 8
Platillos	300 - 587	1 - 15
Saxo alto	175 - 698	2 - 12
Saxo Soprano	247 - 1175	2 - 12
Saxo tenor	131 - 494	1 - 12
Tambor	100 - 200	1 - 20
Trombón	73 - 587	1 - 4
Trompeta	165 - 988	1 - 7.5
Tuba	49 - 587	1 - 4
Viola	131 - 1175	2 - 8.5
Violín	196 - 3136	4 - 15

En la tabla se puede observar además que solo la flauta, el piano y el violín, muestran parte de la fundamental por encima de 2000 Hz.

Los parámetros fundamentales que se han manejado y estudiado con los diferentes ficheros de sonidos implementados en el software son los que se relacionan a continuación:

### **Pico frecuencial**

Como utilidad se muestra la frecuencia de la componente más fuerte del espectro en todo el arco. Este valor se actualiza cada vez que un nuevo espectro se calcula.

### **Pico de amplitud**

Muestra la amplitud de la componente más fuerte del espectro en todo el arco (no sólo lo que se muestra).

### **Potencia total**

La utilidad total de energía se mostrará en el nivel total de RMS (root means square) de potencia para todo el espectro.

### **Distorsión armónica total (THD)**

Todos los dispositivos de audio que se utilizan introducen efectos secundarios no deseados, junto con la señal, denominados distorsión, además de la respuesta deseada.

Distorsión armónica total (THD) y distorsión armónica total más ruido (THD + N) son medidas ampliamente utilizadas y se expresan como un porcentaje. Cuanto menor sea el valor de THD, la señal será más "limpia".

Este parámetro se calcula mediante la búsqueda en todo el espectro del pico de frecuencia (fundamental) y luego calcula la potencia total en las frecuencias armónicas. El nivel de distorsión armónica total se calcula como la relación entre la potencia armónica total de la energía fundamental.

Distorsión armónica total + ruido (THD + N) se calcula mediante la búsqueda de todo el espectro para encontrar el pico de frecuencia (fundamental) y luego calcular la potencia total en el espectro restante (armónicos más ruido).

Los valores de THD + N casi siempre serán mayores que los valores de distorsión de la misma señal.

### **Relación señal ruido (SNR)**

La relación señal ruido (SNR) es la relación entre el nivel de señal de potencia máxima para el nivel de ruido total y se expresa en decibeles (dB).

El SNR se calcula mediante la búsqueda de todo el espectro para encontrar la frecuencia máxima y luego calcular la potencia total de ruido en el espectro restante.

### **Consideraciones**

Una vez obtenidos los resultados y considerando que instrumentos como la flauta, el piano y el violín presentan dentro del primer armónico o fundamental rangos por encima de 2000 Hz se hace la asignación frecuencial en los diferentes canales del implante coclear, a través del procesador de sonido, de la siguiente forma:

- Al canal 22 se le asigna en la tabla de frecuencias entre 205 y 210 Hz.
- Trabajaremos la fundamental o primer armónico entre los canales 12 y 22 ya que en estos se pueden reasignar entre los 205 Hz y los 2 kHz en la tabla de frecuencias.

Las modificaciones frecuenciales en la tabla de asignación dentro de este rango de frecuencias se hará en pasos de 100 Hz en la asignación frecuencial aguda de cada canal.

- Trataremos con especial cuidado el énfasis entre los canales 1 y 11 trabajando sobre las ganancias de los mismos.

Las frecuencias susceptibles de modificación están comprendidas entre los 2 kHz y 7,9 kHz Las modificaciones frecuenciales en la tabla de asignación dentro de este rango de frecuencias se hará en pasos de 50 Hz en la asignación frecuencial aguda de cada canal.

- El manejo de las ganancias por canal, nos ayudará a obtener una intensidad en pasos de 0.5 Current Level.

El comportamiento de este parámetro, que pierde su valor cada vez que se modifica alguna asignación frecuencial, debe ser comprobado con el paciente en cada modificación que se realiza en los diferentes anchos de banda.

- En caso de que el implante sobre el que estamos trabajando tenga desconectado algún canal, se recalcula en el software Custom Sound 3.2 de programación las frecuencias y trabajaremos en ellas una vez reasignadas.
- Es de especial mención, aunque en nuestra muestra de pacientes no se da el caso, tener en cuenta las inserciones parciales de los electrodos en la cóclea, pues la asignación de frecuencias se encontrarán desplazadas, no respetándose por consiguiente la tonotopía coclear.

En estos casos es necesario conseguir respuestas del paciente sobre la percepción de intensidades de las diferentes frecuencias con una audiometría a campo libre.

- La situación en la que la inserción es completa, pero se debe desconectar algún canal dentro del haz de electrodos, se aceptará el cálculo automático de reasignación frecuencial que hace el software de programación.
- En el caso de nuestra muestra, todos los pacientes tienen experiencia auditiva previa, es decir son pacientes implantados postlocutivos y además disponen de experiencia previa con estímulo de procesador, en cuyo caso la información aportada es más concisa.
- Hay que recordar que existe, además, una relación estrecha entre altura e intensidad.

Gracias a estudios experimentales se ha podido deducir que a medida que aumenta la presión sonora el tono percibido desciende en frecuencias menores de 1000 Hz, se mantienen si están entre 1000 y 3000 Hz y asciende para frecuencias superiores a 4000 Hz.

A pesar de que estas diferencias no superan el 3%, su relevancia a la hora de establecer una altura con exactitud puede llegar a ser importante (*Figura 15*).<sup>(114, 115)</sup>

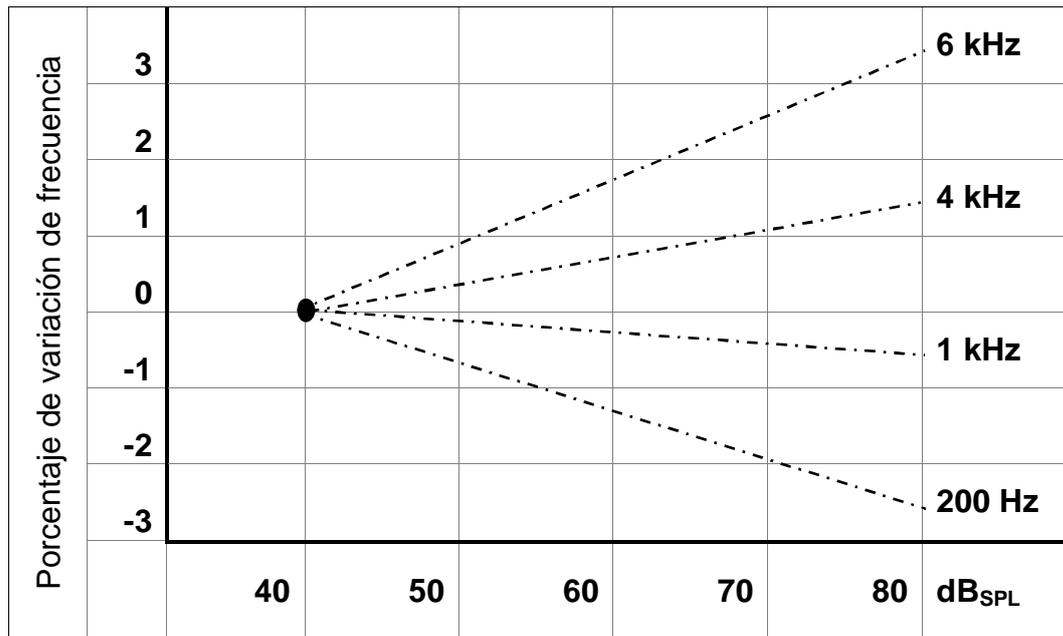


Figura 15: Representación de la variación de la altura tonal en función de la presión sonora y para cuatro frecuencias diferentes.

En la **Tabla 2** se muestra una guía del manejo de las frecuencias en los diferentes canales.

**Tabla 2. Representación del manejo de las asignaciones frecuenciales en los diferentes canales del implante coclear**

<b>Fundamental</b>	125 Hz 250 Hz	Presencia de graves. Por debajo de 200 Hz el sonido es pobre, pero demasiado realce implica sonido seco	Acorde en 3ª octava Piano	Canal 22 205Hz 210Hz
	250 Hz 500 Hz	Este es el rango correspondiente a las cuerdas y determinadas percusiones.	Acorde en 3ª octava Guitarra – Piano	Canales 21-20-19- 18
	400 Hz 1 kHz	Aquí es donde se encuentra la mayoría de los elementos en la música: voces, guitarras, teclados y otros sonidos.	Acorde en 4ª octava Trompeta - Trombón Saxo soprano	Canales 21-20-19 18-17-16
	800 Hz 2 kHz	Área más difícil de controlar. Aquí se realzan la mayor parte de los detalles.	Acorde en 4ª octava Piano – String	Canales 17-16-15 14-13-12
<b>Armónicos</b>	2 kHz 4 kHz	Si se realza en exceso se nasaliza y puede ser molesto para los oídos.	Acorde en 5ª octava Piano	Canales 11-10-9 8-7-6
	4 K Hz 8 kHz	La claridad de las voces se encuentra en este rango. Al realzar cuidado con el “seseo”	Vocales y consonantes Uso de voz conocida	Canales 6-5-4 3-2-1

### 3.9.- Procedimiento

Para el control exhaustivo, se ha utilizado el formulario de seguimiento (*anexo I*) que nos permite conocer en que momento del estudio nos encontramos con cada paciente.

Se hizo la selección de pacientes atendiendo a los criterios generales y específicos de inclusión para el estudio, de cada grupo en sus diferentes modalidades, implante coclear unilateral, implante coclear bilateral e implante coclear más audífono.

Se realizó una primera visita donde se le hizo entrega al paciente el formulario del consentimiento informado (*anexo II*). Una vez leído y firmado el mismo se revisa y optimiza el programa (MAPA) que habitualmente viene utilizando el paciente y se procede a completar el formulario del perfil otológico y audiológico (*anexo III*) donde se recoge:

- En cuanto a la Hipoacusia, su etiología, cuándo se inició y el modo de aparición, duración de la misma, el tipo y grado de la hipoacusia en ambos oídos así como la presencia o no de acúfenos.
- En cuanto a la información audioprotésica se hace referencia al tipo de prótesis auditiva, tiempo de adaptación, tiempo de uso, características de la prótesis (audífono / implante), modalidad de estimulación (acústica, eléctrica, bimodal) y estrategia de codificación utilizada.

Los resultados audiológicos después de la aparición de la hipoacusia y previo al implante son recogidos y se les realiza nueva audiometría tonal sin prótesis y a campo libre con prótesis en 250, 500, 1000, 2000 y 4000 Hz. A su vez se hace logaudiometría y porcentaje de reconocimiento en frases cotidianas en campo libre a 65 dB sin lectura labial (*anexo IV*).

Estas evaluaciones son realizadas en cabina sonoamortiguada dotadas con precabina para el operador, con un audiómetro Audiotest 340 Interacustics AS DK-5610 Assens. Denmark 2008 CE 0123 y juego de altavoces AMBIT 106 Loud Speaker EU, Ecler S.A.

En un plazo no inferior a 10 días los pacientes fueron citados nuevamente y se les entregó el “Cuestionario de música de Múnich” (*anexo V*) a través del cual se recogen los datos relativos a la experiencia musical del participante, preferencias, entrenamiento auditivo-musical y dificultades manifiestas. Este cuestionario es entregado por el paciente en la próxima cita.

En esta segunda cita se les pasó el Test MACarena con su MAPA (estándar) en uso, que en todos los pacientes se encuentra optimizado; y se les reprograma el procesador utilizando asignaciones frecuenciales (programación frecuencial) que deberá usar durante un periodo mínimo de un mes para su adaptación.

La tercera cita del paciente se hace a los dos meses de reprogramado. En todo momento y con el objetivo de garantizar la tranquilidad del paciente, se ha conservado en el procesador de sonido los programas que hasta ese momento han sido más estables y óptimos, lo que permite usar cualquiera de los dos programas. En esta visita se recoge el “Cuestionario de música de Múnich” y se pasa el Test MACarena con el MAPA de asignación frecuencial.

En cuanto al material utilizado para realizar el Test MACarena en ambas citas utilizamos: cámara sonoamortiguada con precabina, altavoces AMBIT 106 Loud Speaker EU, Ecler S.A., amplificador Rotel RA02 60w x 2.

Todas y cada una de las pruebas y test se han realizado por el mismo profesional, que en todo momento desconoce el tipo de programación que el paciente está utilizando en el momento de realizar los test, por lo que no existen variaciones interobservador.

### **3.10.- Análisis estadístico de los datos**

Dentro de los diferentes grupos considerados a lo largo de nuestro estudio, las variables categóricas se resumieron en frecuencias absolutas y porcentajes y las numéricas en medias y desviaciones típicas así como en medianas y rangos intercuartílicos ( $IQR=P_{75}-P_{25}$ ) según se diesen o no los supuestos de normalidad.

Los porcentajes se compararon utilizando el test de la ji-cuadrado, las medias a través del test de la t-Student y las medianas mediante el test de Wilcoxon o el test de Mann-Whitney (muestras relacionadas o independientes según sea el caso).

Para comparar las medias o las medianas para más de dos grupos se utilizaron el ANOVA o el test no paramétrico de Kruskal-Wallis para muestras independientes.



## **IV. RESULTADOS**



#### 4.1.- Análisis descriptivo

La muestra está constituida por 60 pacientes, de los cuales 30 (50%) eran hombres y 30 (50%) mujeres.

En cuanto al modo de aparición de la hipoacusia nos encontramos que de la totalidad de la muestra, presenta mayor incidencia la hipoacusia progresiva con un total de 42 pacientes (70,10%), otros 12 pacientes (20,02%) presentaron una hipoacusia a súbita y 6 pacientes (9,88%) una hipoacusia fluctuante/progresiva.

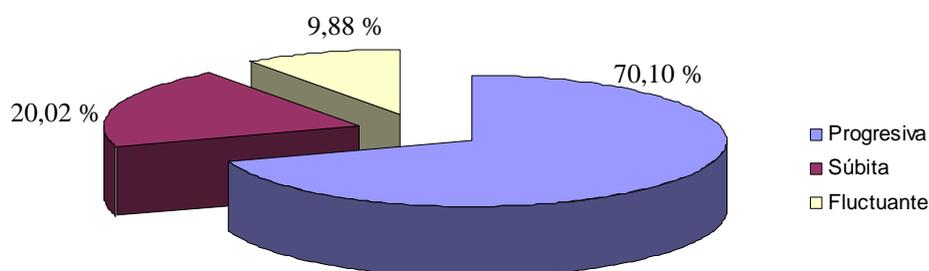


Figura 16: Modo de aparición de la hipoacusia

#### La muestra queda distribuida en tres grupos:

- 22 pacientes con Implante Coclear Unilateral (ICU), 11 (50.0%) hombres y 11 (50.0%) mujeres. La edad media fue de 35.82 años con una desviación típica de 7.68 años, siendo la edad mínima de 19 años y la máxima de 48. Presentan una media en cuanto a la edad de inicio de la hipoacusia de 25.64 (dt = 11.38).

Los umbrales auditivos previo a la prótesis, en el oído derecho presenta una media de 86.59 dB (dt = 8.781) y en el oído izquierdo tiene una media de 90.68 dB (dt = 7.448). La media del porcentaje en la logaudiometría es de 34,55 % (dt = 14,793).

El umbral con prótesis a campo libre presenta una media de 65,23 dB (dt = 13,045) y la media de años de uso de la prótesis en el oído derecho es de 3,41 (dt = 5,518) y en el oído izquierdo de 1,86 (dt = 4,302).

- 18 pacientes con Implante Coclear Bilateral (ICB), 10 (55.56%) hombres y 8 (44.44%) mujeres. La edad media fue de 45.61 años con una desviación típica de 11.54 años, siendo la edad mínima de 33 años y la máxima de 69. Presentan una media en cuanto a la edad de inicio de la hipoacusia de 32.00 (dt = 13.43).

Los umbrales auditivos previo a la prótesis, en el oído derecho presenta una media de 86.11 dB (dt = 10.081) y en el oído izquierdo tiene una media de 88.33 dB (dt = 8.402). La media del porcentaje en la logaudiometría es de 38,89 % (dt = 13,323).

El umbral con prótesis a campo libre presenta una media de 66,11 dB (dt = 13,123). ) y la media de años de uso de la prótesis en el oído derecho es de 5,676 (dt = 9,622) y en el oído izquierdo de 6,00 (dt = 9,689).

- 20 pacientes con Implante Coclear más Audífono contralateral (IC+A), 9 (45.0%) hombres y 11 (55.00%) mujeres. La edad media fue de 51.35 años con una desviación típica de 9.53 años, siendo la edad mínima de 32 años y la máxima de 68. Presentan una media en cuanto a la edad de inicio de la hipoacusia de 37.70 (dt = 9.50).

Los umbrales auditivos previo a la prótesis, en el oído derecho presenta una media de 82.50 dB (dt = 11.75) y en el oído izquierdo tiene una media de 86.50 dB (dt = 10.53). La media del porcentaje en la logaudiometría es de 54,15 % (dt = 7,59).

El umbral con prótesis a campo libre presenta una media de 60,25 dB (dt = 8,03) y la media de años de uso de la prótesis en el oído derecho es de 6,80 (dt = 6,20) y en el oído izquierdo de 5,95 (dt = 4,83).

La **Tabla 3** muestra la estadística descriptiva de las variables numéricas en cada grupo de pacientes ICU, ICB, IC+A.

**Tabla 3. Descriptiva de la edad y edad de inicio de la hipoacusia. Umbral, campo libre y logaudiometría previa prótesis. Tiempo de uso de la prótesis (años)**

		Media	DT	Mínimo	Máximo
ICU N=22	Edad	35,82	7,68	19	48
	Edad de inicio de Hipoacusia	25,64	11,38	5	45
	Umbral OD previa prótesis	86,59	8,781	70	100
	Umbral OI previa prótesis	90,68	7,448	75	100
	Umbral Campo Libre (prótesis)	65,23	13,045	50	100
	Logaudiometría (%)	34,55	14,793	0	55
	Uso de la prótesis OD (años)	3,41	5,518	0	16
	Uso de la prótesis OI (años)	1,86	4,302	0	15
ICB n=18	Edad	45,61	11,54	33	69
	Edad de inicio de Hipoacusia	32,00	13,43	7	52
	Umbral OD previa prótesis	86,11	10,081	65	110
	Umbral OI previa prótesis	88,33	8,402	75	110
	Umbral Campo Libre (prótesis)	66,11	13,123	50	110
	Logaudiometría (%)	38,89	13,323	0	55
	Uso de la prótesis OD (años)	5,676	9,622	0	30
	Uso de la prótesis OI (años)	6,00	9,689	0	30
IC+A n=20	Edad	51,35	9,53	32	68
	Edad de inicio de Hipoacusia	37,70	9,50	11	48
	Umbral OD previa prótesis	82,50	11,75	55.00	100.00
	Umbral OI previa prótesis	86,50	10,53	65.00	100.00
	Umbral Campo Libre (prótesis)	60,25	8,03	45.00	75.00
	Logaudiometría (%)	54,15	7,59	35.00	65.00
	Uso de la prótesis OD (años)	6,80	6,20	.00	21.00
	Uso de la prótesis OI (años)	5,95	4,83	.00	14.00

## 4.2.- Análisis de los resultados

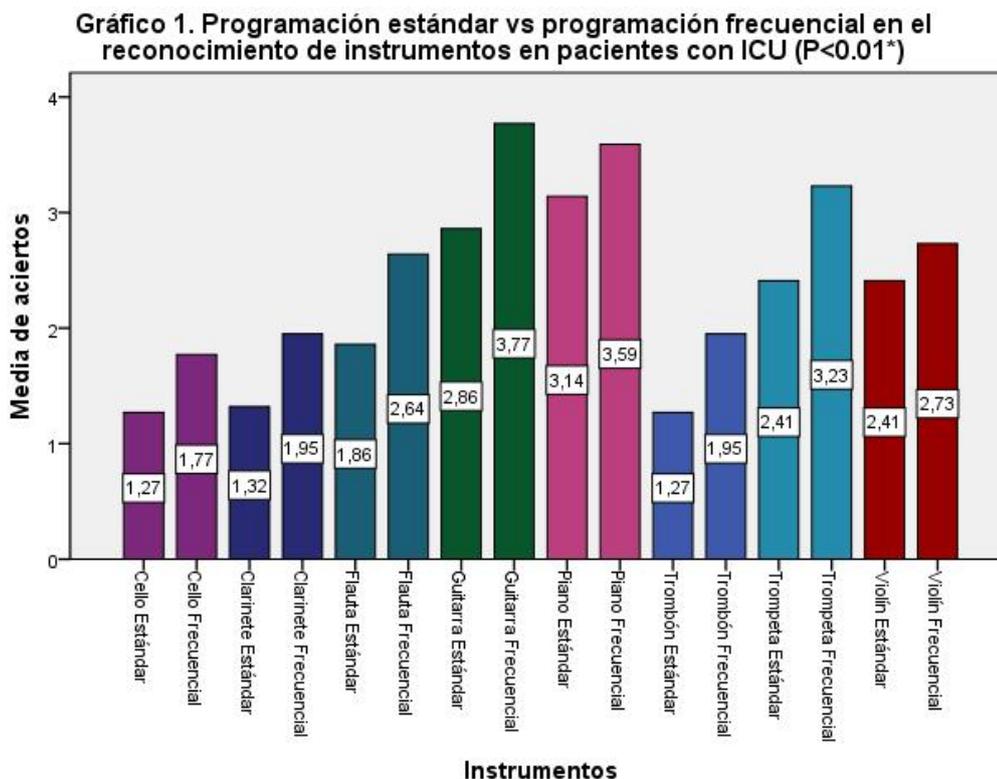
4.2.1.- Asociación entre las variables que componen el test de reconocimiento instrumental, pitch y armónicos con los distintos grupos. Datos comparativos entre la programación de forma estándar vs. programación frecuencial, obtenidos mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

Observamos que el reconocimiento de instrumentos en los pacientes con implante coclear unilateral (ICU) presenta mejores resultados cuando se les aplica la programación frecuencial frente a la programación estándar, (**Tabla 4**), ( $p < 0,05$ ), destacando el reconocimiento de la guitarra con una media de 3,77 (dt = 0,53), el piano con una media de 3,59 (dt = 0,67), la trompeta con una media de 3,23 (dt = 0,97), el violín con una media de 2,73 (dt = 0,94) y flauta con una media de 2,64 (dt = 0,95), obteniéndose resultados más bajos en el reconocimiento del cello con una media de 1,77 (dt = 1,19), el clarinete con una media de 1,95 (dt = 1,00) y el trombón con una media de 1,95 (dt = 1,13).

**Tabla 4. Programación estándar vs. programación frecuencial en el reconocimiento de instrumentos en pacientes con ICU**

	Media	Mediana	P <sub>25</sub>	P <sub>75</sub>	DT	p-valor*
Cello estándar	1.27	1.00	.00	2.00	.98	<0,001
Cello frecuencial	1.77	2.00	1.00	3.00	1.19	
Clarinete estándar	1.32	1.00	1.00	2.00	.84	<0,001
Clarinete frecuencial	1.95	2.00	2.00	3.00	1.00	
Flauta estándar	1.86	2.00	1.00	2.00	.77	<0,001
Flauta frecuencial	2.64	3.00	2.00	3.00	.95	
Guitarra estándar	2.86	3.00	3.00	3.00	.83	<0,001
Guitarra frecuencial	3.77	4.00	4.00	4.00	.53	
Piano estándar	3.14	3.00	3.00	4.00	.99	0,002
Piano frecuencial	3.59	4.00	3.00	4.00	.67	
Trombón estándar	1.27	1.00	.00	2.00	1.24	0,001
Trombón frecuencial	1.95	2.00	1.00	3.00	1.13	
Trompeta estándar	2.41	3.00	2.00	3.00	.85	<0,001
Trompeta frecuencial	3.23	3.50	3.00	4.00	.97	
Violín estándar	2.41	3.00	2.00	3.00	.96	0,005
Violín frecuencial	2.73	3.00	2.00	3.00	.94	

\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.



\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

Dentro del reconocimiento de las escalas tonales, se obtienen claramente mejores respuestas cuando se presentan al paciente con la programación frecuencial frente a la programación estándar ( $p < 0,05$ ). Si bien los resultados son análogos, en las diferentes escalas presentadas de forma independientes, se obtienen mejores valores en las escalas **ascendente frecuencial** con una media de 1,86 ( $dt = 0,351$ ); **plano frecuencial** con una media de 1,77 ( $dt = 0,429$ ) y **descendente frecuencial** con una media de 1,73 ( $dt = 0,456$ ).

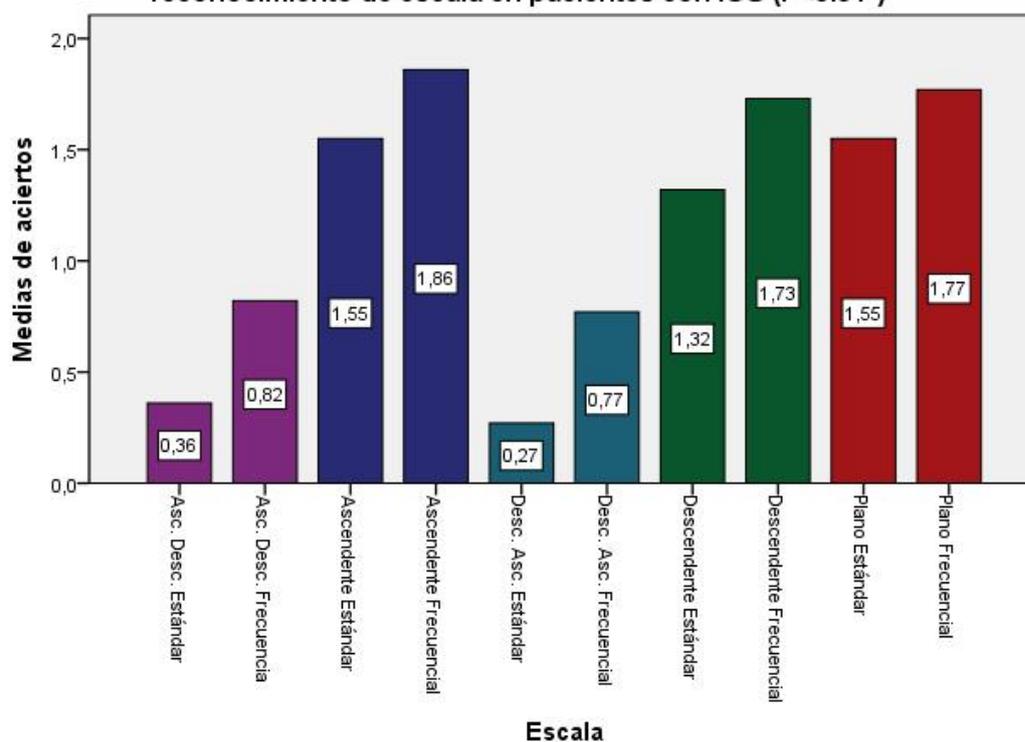
Cuando se le presenta al paciente la combinación conjunta de las escalas, los resultados conseguidos son bajos, prevaleciendo no obstante una mejora de respuestas cuando el paciente utiliza la programación frecuencial **descendente-ascendente frecuencial** con una media de 0,77 ( $dt = 0,813$ ) y **ascendente-descendente frecuencial** con una media de 0,82 ( $dt = 0,733$ ) (**Tabla 5**).

Tabla 5. Programación estándar vs. programación frecuencial en el reconocimiento de escala tonal en pacientes con ICU

	Media	Mediana	P <sub>25</sub>	P <sub>75</sub>	DT	p-valor*
Asc._desc. estándar	,36	.00	.00	1.00	,492	<0,001
Asc._desc. frecuencial	,82	1.00	.00	1.00	,733	
Ascendente estándar	1,55	2.00	1.00	2.00	,510	0,005
Ascendente frecuencial	1,86	2.00	2.00	2.00	,351	
Desc._asc. estándar	,27	.00	.00	1.00	,456	0,013
Desc._asc. frecuencial	,77	1.00	.00	1.00	,813	
Descendente estándar	1,32	1.00	1.00	2.00	,568	0,001
Descendente frecuencial	1,73	2.00	1.00	2.00	,456	
Plano estándar	1,55	2.00	1.00	2.00	,510	0,021
Plano frecuencial	1,77	2,00	1,00	2,00	,429	

\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

Gráfico 2. Programación estándar vs programación frecuencial en el reconocimiento de escala en pacientes con ICU (P<0.01\*)



\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

En los pacientes con implante coclear bilateral (ICB) se observan también mejores resultados cuando se les aplica la programación frecuencial frente a la programación estándar para el reconocimiento de instrumentos (**Tabla 6**) ( $p < 0,05$ ).

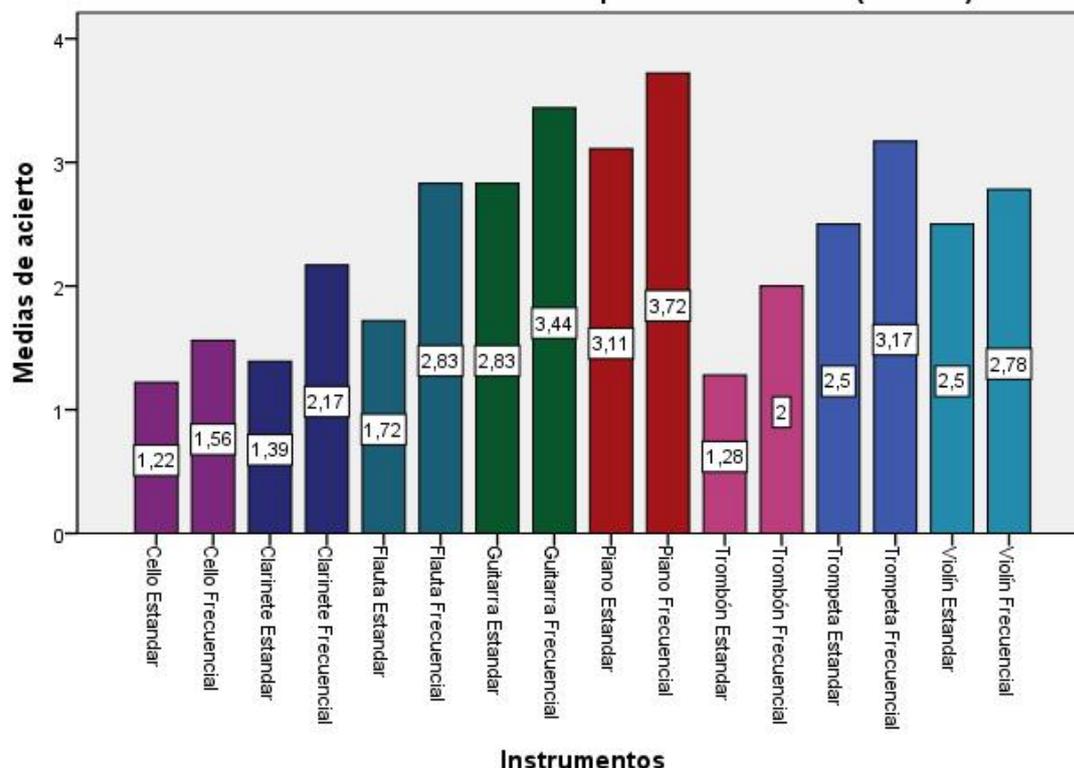
Las medias de los resultados obtenidos en el reconocimiento de los instrumentos son análogas a las medias obtenidas de los pacientes con implante coclear unilateral, encontrando la guitarra con una media de 3,44 ( $dt = 0,78$ ), el piano con una media de 3,72 ( $dt = 0,67$ ), la trompeta con una media de 2,50 ( $dt = 1,04$ ), el violín con una media de 2,78 ( $dt = 0,94$ ) y la flauta con una media de 2,83 ( $dt = 0,99$ ), viéndose incrementado de forma discreta los valores en el reconocimiento del clarinete con una media de 2,17 ( $dt = 1,04$ ) y el trombón con una media de 2,00 ( $dt = 0,97$ ).

**Tabla 6. Programación estándar vs. programación frecuencial en el reconocimiento de instrumentos en pacientes con ICB**

	Media	Mediana	P <sub>25</sub>	P <sub>75</sub>	DT	p-valor*
Cello estándar	1.22	1.50	.00	2.00	1.00	0,010
Cello frecuencial	1.56	2.00	1.00	2.00	1.10	
Clarinete estándar	1.39	1.50	1.00	2.00	.85	<0,001
Clarinete frecuencial	2.17	2.50	2.00	3.00	1.04	
Flauta estándar	1.72	2.00	1.00	2.00	.96	<0,001
Flauta frecuencial	2.83	3.00	2.00	4.00	.99	
Guitarra estándar	2.83	3.00	2.00	3.00	.92	0,001
Guitarra frecuencial	3.44	4.00	3.00	4.00	.78	
Piano estándar	3.11	3.00	3.00	4.00	.96	0,001
Piano frecuencial	3.72	4.00	4.00	4.00	.67	
Trombón estándar	1.28	1.00	1.00	2.00	.83	<0,001
Trombón frecuencial	2.00	2.00	2.00	3.00	.97	
Trompeta estándar	2.50	2.50	2.00	3.00	.86	0,002
Trompeta frecuencial	3.17	3.50	3.00	4.00	1.04	
Violín estándar	2.50	3.00	2.00	3.00	.99	0,096
Violín frecuencial	2.78	3.00	3.00	3.00	.94	

\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

Gráfico 3. Programación estándar vs programación frecuencial en el reconocimiento de instrumentos en pacientes con ICB ( $P < 0.01^*$ )



\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

Dentro del reconocimiento de las escalas tonales, en el grupo de pacientes con implante coclear bilateral (ICB), se observan claramente mejores respuestas cuando se presentan las escalas al paciente con la programación frecuencial frente a la programación estándar (**Tabla 7**) ( $p < 0,05$ ). Nos encontramos con resultados similares, con discreta mejoría, a los conseguidos con el grupo de pacientes con implante coclear obteniéndose los mejores resultados en la escala **plano frecuencial** con una media de 1,89 ( $dt = 0,323$ ), e igualándose las escalas **ascendente frecuencial** y **descendente frecuencial** con una media de 1,83 ( $dt = 0,383$ ).

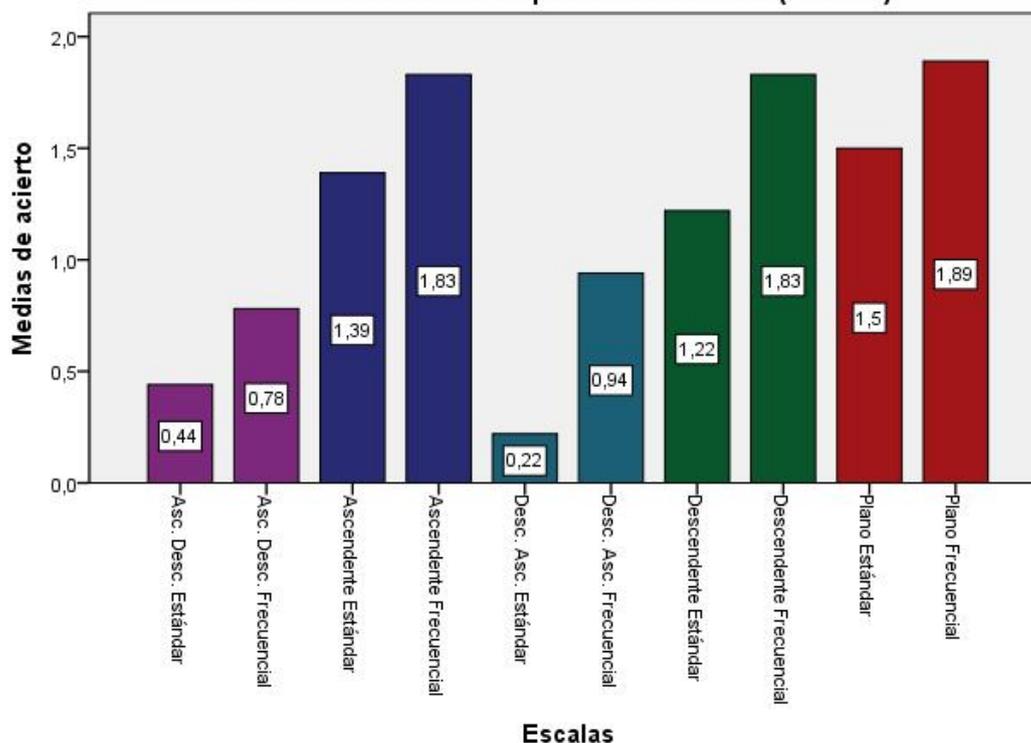
Nuevamente cuando se presentan las escalas tonales de forma combinada, no se hallan mejoras en las escalas **descendente-ascendente frecuencial** con una media de 0,94 ( $dt = 0,802$ ) y **ascendente-descendente frecuencial** con una media de 0,78 ( $dt = 0,548$ ).

Tabla 7. Programación estándar vs. programación frecuencial en el reconocimiento de escala tonal en pacientes con ICB

	Media	Mediana	P <sub>25</sub>	P <sub>75</sub>	DT	p-valor*
Asc._desc. estándar	,44	.00	.00	1.00	,511	0,029
Asc._desc. frecuencial	,78	1.00	.00	1.00	,548	
Ascendente estándar	1,39	1.50	1.00	2.00	,698	0,002
Ascendente frecuencial	1,83	2.00	2.00	2.00	,383	
Desc._asc. estándar	,22	.00	.00	.00	,428	0,002
Desc._asc. frecuencial	,94	1.00	.00	2.00	,802	
Descendente estándar	1,22	1.00	1.00	2.00	,732	<0,001
Descendente frecuencial	1,83	2.00	2.00	2.00	,383	
Plano estándar	1,50	1.50	1.00	2.00	,514	0,004
Plano frecuencial	1,89	2,00	2,00	2,00	,323	

\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

Gráfico 4. Programación estándar vs programación frecuencial en el reconocimiento de escala en pacientes con ICB (P<0.01\*)



\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

En el grupo de pacientes de implante coclear más audífono contralateral (IC+A), sistema bimodal, se observa de forma significativa, que en el reconocimiento de los instrumentos, todos los resultados son mejores cuando se hace con la programación frecuencial frente a la programación estándar ( $p < 0,05$ ) (**Tabla 8**). Se muestra una mejora e incremento en las medias de los resultados de los instrumentos reconocidos con relación a los grupos de ICU e ICB. No obstante en cuanto al reconocimiento del cello el comportamiento es análogo en todos los grupos siendo el instrumento que peor se reconoce.

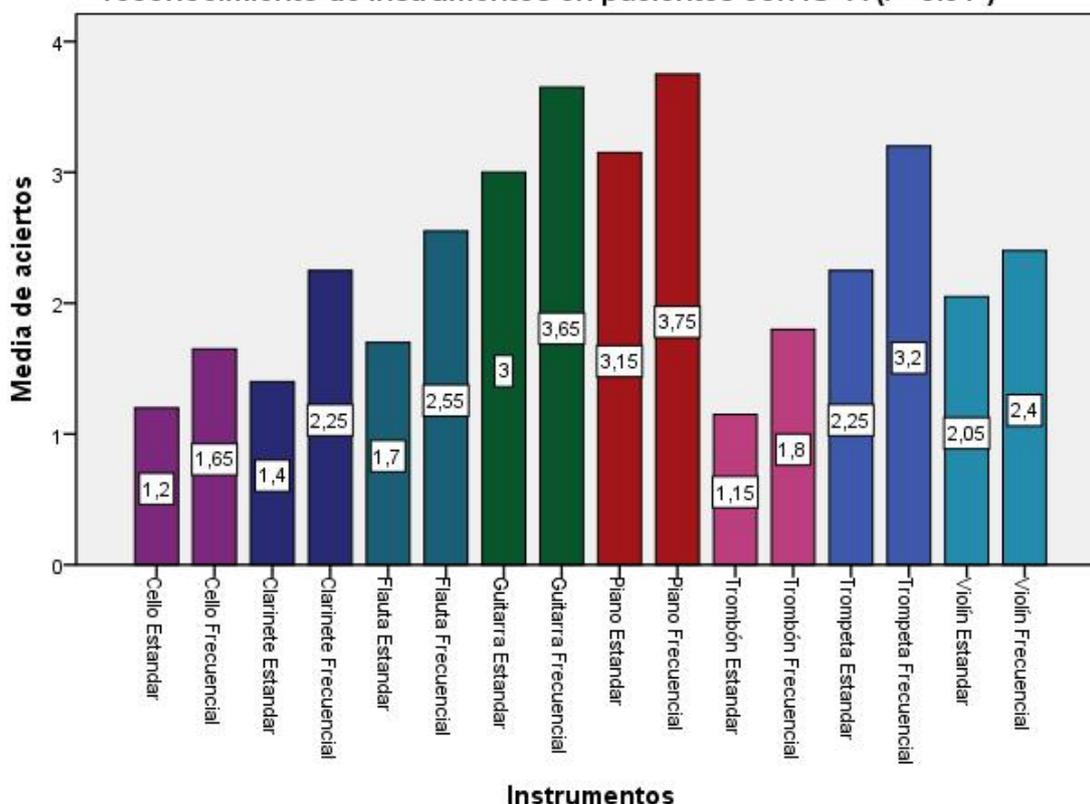
En orden de reconocimiento el piano presenta una media de 3,75 (dt = 0,44), la guitarra con una media de 3,55 (dt = 0,69), la trompeta con una media de 3,20 (dt = 0,70), la flauta con una media de 2,55 (dt = 0,94), el violín con una media de 2,40 (dt = 1,19), el clarinete con una media de 2,25 (dt = 0,85) y el trombón con una media de 1,80 (dt = 0,89).

**Tabla 8. Programación estándar vs. programación frecuencial en el reconocimiento de instrumentos en pacientes con IC+A**

	Media	Mediana	P <sub>25</sub>	P <sub>75</sub>	DT	p-valor*
Cello estándar	1.20	1.00	.00	2.00	.95	0,001
Cello frecuencial	1.65	2.00	1.00	2.00	1.09	
Clarinete estándar	1.40	1.50	1.00	2.00	.82	<0,001
Clarinete frecuencial	2.25	2.00	2.00	3.00	.85	
Flauta estándar	1.70	2.00	1.00	2.00	.73	<0,001
Flauta frecuencial	2.55	3.00	2.00	3.00	.94	
Guitarra estándar	3.00	3.00	3.00	3.00	.73	<0,001
Guitarra frecuencial	3.55	4.00	3.00	4.00	.69	
Piano estándar	3.15	3.00	3.00	4.00	.75	<0,001
Piano frecuencial	3.75	4.00	3.50	4.00	.44	
Trombón estándar	1.15	1.00	.50	2.00	.88	<0,001
Trombón frecuencial	1.80	2.00	1.00	2.00	.89	
Trompeta estándar	2.25	2.00	2.00	3.00	.64	<0,001
Trompeta frecuencial	3.20	3.00	3.00	4.00	.70	
Violín estándar	2.05	2.00	1.00	3.00	1.19	0,031
Violín frecuencial	2.40	3.00	2.00	3.00	1.19	

\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

Gráfico 5. Programación estándar vs programación frecuencial en el reconocimiento de instrumentos en pacientes con IC+A ( $P < 0.01^*$ )



\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

Dentro del reconocimiento de las escalas tonales, en el grupo de pacientes con implante coclear más audífono contralateral (IC+A), se observan claramente mejores respuestas cuando se presentan las escalas al paciente con la programación frecuencial frente a la programación estándar (**Tabla 9**) ( $p < 0,05$ ).

Se consiguen resultados con bastante significación a diferencia de los otros grupos de pacientes, en la escala **plano frecuencial** obteniéndose una media de 2,00 (dt = 0,000) así como en la escala **descendente frecuencial** con una media de 1,95 (dt = 0,224), manteniéndose una media de 1,80 (dt = 0,410) en la escala **ascendente frecuencial**.

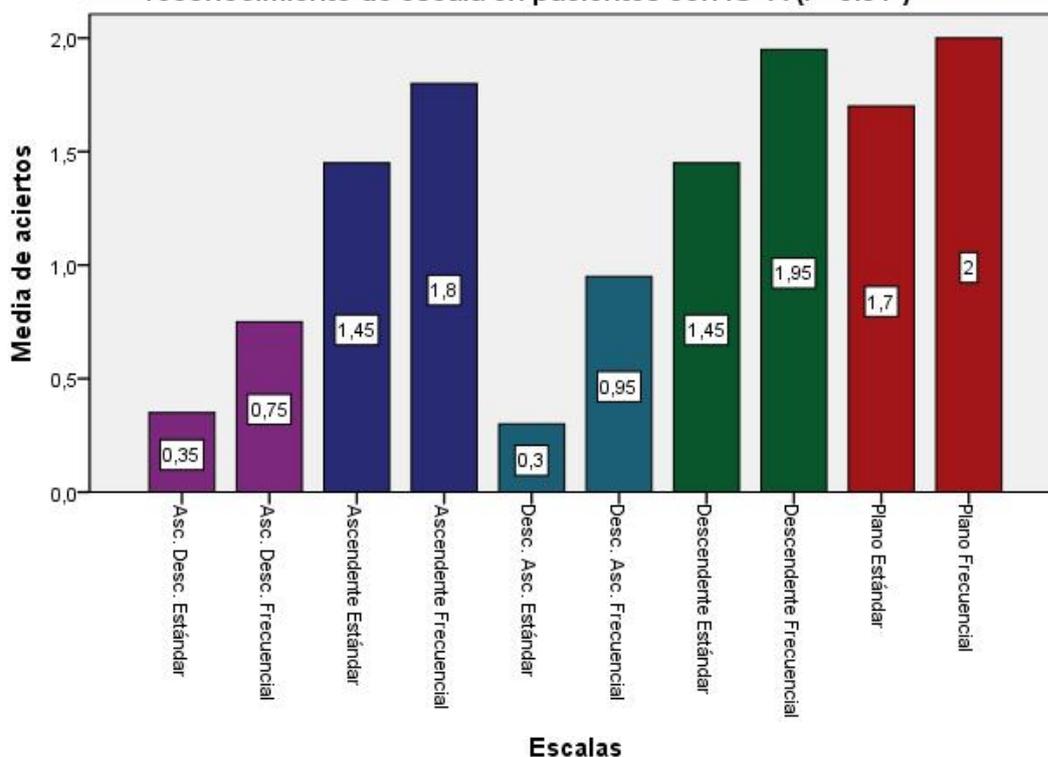
El comportamiento en las escalas **descendente-ascendente frecuencial** con una media de 0,95 (dt = 0,945) y **ascendente-descendente frecuencial** con una media de 0,75 (dt = 0,444) es análogo a los otros grupos de pacientes.

Tabla 9. Programación estándar vs. programación frecuencial en el reconocimiento de escala tonal en pacientes con IC+A

	Media	Mediana	P <sub>25</sub>	P <sub>75</sub>	DT	p-valor*
Asc._desc. Estándar	,35	.00	.00	1.00	,489	0,002
Asc._desc. Frecuencial	,75	1.00	.50	1.00	,444	
Ascendente estándar	1,45	1.00	1.00	2.00	,510	0,005
Ascendente frecuencial	1,80	2.00	2.00	2.00	,410	
Desc._asc. Estándar	,30	.00	.00	1.00	,470	0,006
Desc._asc. Frecuencial	,95	1.00	.00	2.00	,945	
Descendente estándar	1,45	1.00	1.00	2.00	,510	<0,001
Descendente frecuencial	1,95	2.00	2.00	2.00	,224	
Plano estándar	1,70	2.00	1.00	2.00	,470	0,010
Plano frecuencial	2,00	2,00	2,00	2,00	,000	

\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

Gráfico 6. Programación estándar vs programación frecuencial en el reconocimiento de escala en pacientes con IC+A (P<0.01\*)



\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

Tanto en el reconocimiento de armónicos como en el pitch, en los tres grupos de pacientes, implante coclear unilateral (ICU), implante coclear bilateral (ICB) e implante coclear más audífono contralateral (IC+A) (bimodal), cuando se realiza el test con una programación frecuencial frente a la programación estándar, se obtienen mejores resultados ( $p < 0,05$ ), consiguiéndose diferencias bastante significativas que cuando se realiza con programación estándar (**Tabla 10**).

El grupo con mejor comportamiento es el de implante coclear más audífono contralateral, con una media de 6,75 en el pitch frecuencial (dt = 0,967), frente a 4,90 de media (dt = 1,165) de pitch estándar, y en armónico frecuencial con una media de 23,55 (dt = 4,925) frente a la media de 18,95 (dt = 5,135) en armónico frecuencial.

En el grupo implante coclear bilateral, el pitch presenta una media de 6,50 (dt = 13,383) y en los armónicos la media es de 21,22 (dt = 7,000).

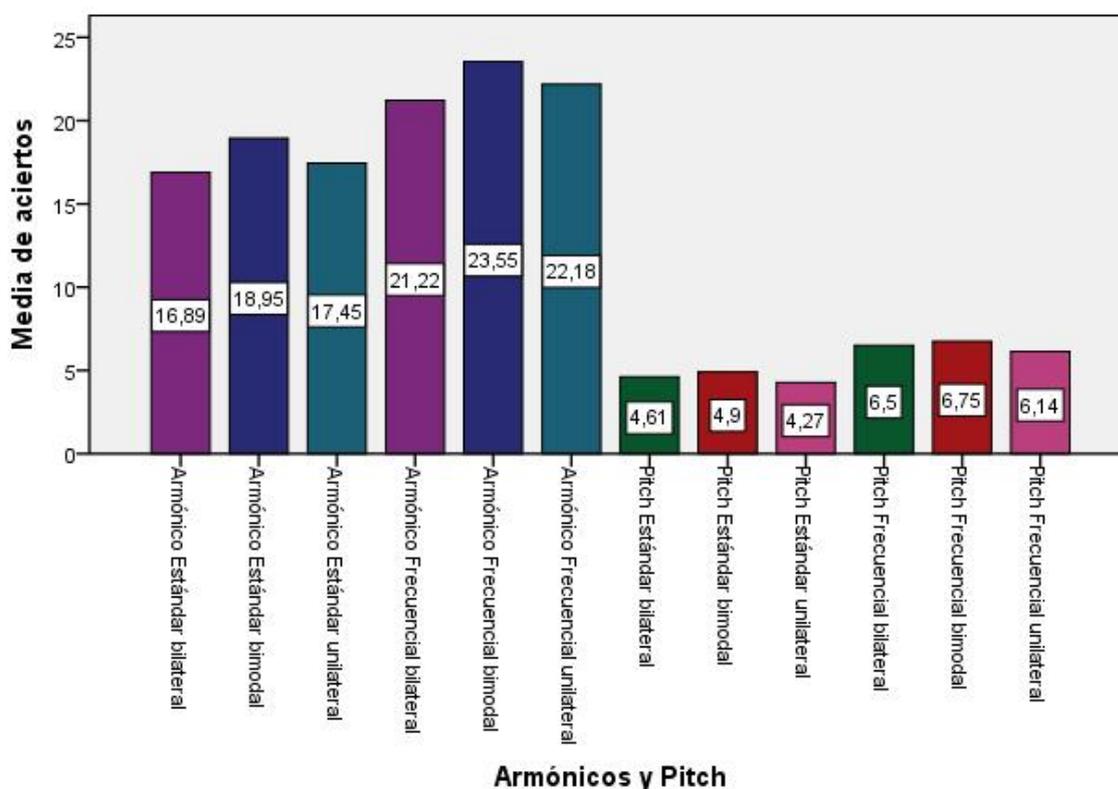
En cuanto al grupo de implante coclear unilateral, la media del pitch es de 6,14 (dt = 1,390) y la media en los armónico es de 22,18 (dt = 6,953).

**Tabla 10. Programación estándar vs. programación frecuencial en el reconocimiento de armónicos y pitch en los tres grupos**

	ICU (n=22)		ICB (n=18)		IC+A (n=20)		p-valor*
	Media	DT	Media	DT	Media	DT	
<b>Pitch estándar</b>	4,27	1,518	4,61	1,539	4,90	1,165	<0,001
<b>Pitch frecuencial</b>	6,14	1,390	6,50	1,383	6,75	0,967	<0,001
<b>Armónico estándar</b>	17,45	6,595	16,89	7,332	18,95	5,135	<0,001
<b>Armónico frecuencial</b>	22,18	6,953	21,22	7,000	23,55	4,925	<0,001

\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

**Gráfico 7. Programación estándar vs programación frecuencial en el reconocimiento de armónicos y pitch en todos los grupos ( $P < 0.01^*$ )**



\*p-valor obtenido mediante el test no paramétrico de Wilcoxon para datos apareados.

#### 4.2.2.- Asociación entre las variables que componen el Cuestionario de Música de Munich, con los diferentes grupos ICU, ICB, IC+A.

En la descripción del estudio de la variable “frecuencia con la que escucha y/o ha escuchado música”, se observa que antes de presentar la hipoacusia, la media es de 6,783 ( $\epsilon = 0,254$ ), al instaurarse la pérdida auditiva pero sin tener implante coclear, la media disminuye significativamente a 4,067 ( $p < 0,001$ ) ( $\epsilon = 0,300$ ), y una vez puesto el implante coclear la media se recupera y pasa a ser como en la situación previa a la hipoacusia siendo esta de 6,383 ( $\epsilon = 0,350$ ).

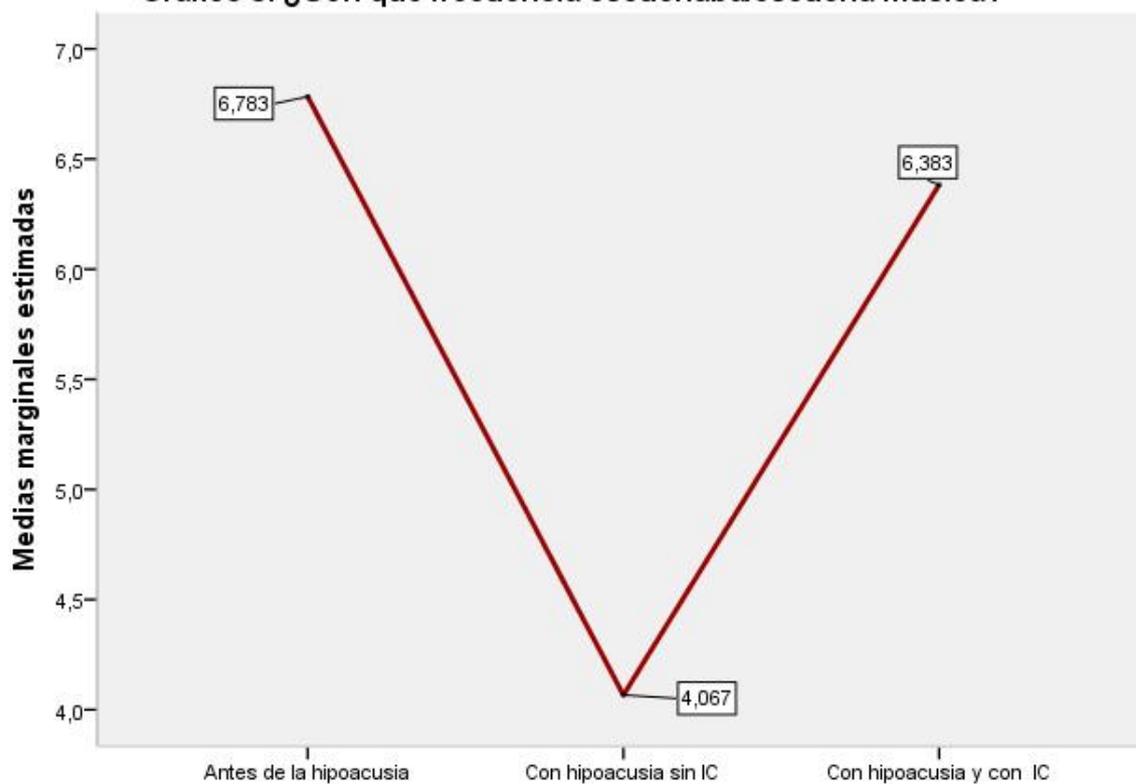
Se aprecia que cuando se instaura la hipoacusia el paciente deja de percibir y de mostrar interés por la escucha de la música, recuperándose posteriormente una vez que al paciente se le coloca el implante coclear y hace uso del procesador de

sonido. Todo esto se aprecia perfectamente considerando los intervalos de confianza que se muestran (**Tabla 11**).

**Tabla 11. ¿Con qué frecuencia escucha y/o ha escuchado música?**

	Media	E	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
Antes de la hipoacusia	6,783	,254	6,529	7,037
Con hipoacusia sin Implante Coclear	4,067	,300	3,767	4,367
Con hipoacusia con Implante Coclear	6,383	,350	6,033	6,733

**Gráfico 8. ¿Con qué frecuencia escuchaba/escucha música?**



El comportamiento de los resultados en la variable “*papel que jugó y/o juega la música en su vida*”, es análogo a los resultados mostrados en la Tabla 11. Antes de presentar la hipoacusia, la media es de 6,417 ( $\epsilon = 0,265$ ), al instaurarse la hipoacusia pero sin tener implante coclear, la media disminuye significativamente a 4,033 ( $p < 0,001$ ) ( $\epsilon = 0,295$ ), y una vez puesto el implante coclear la media se recupera y pasa a ser como en la situación previa a la hipoacusia del paciente, siendo esta de 5,850 ( $\epsilon = 0,299$ ), apreciándose perfectamente y teniendo en cuenta los intervalos de confianza reflejados (**Tabla 12**).

Tabla 12. ¿Papel jugó/juega la música en su vida?

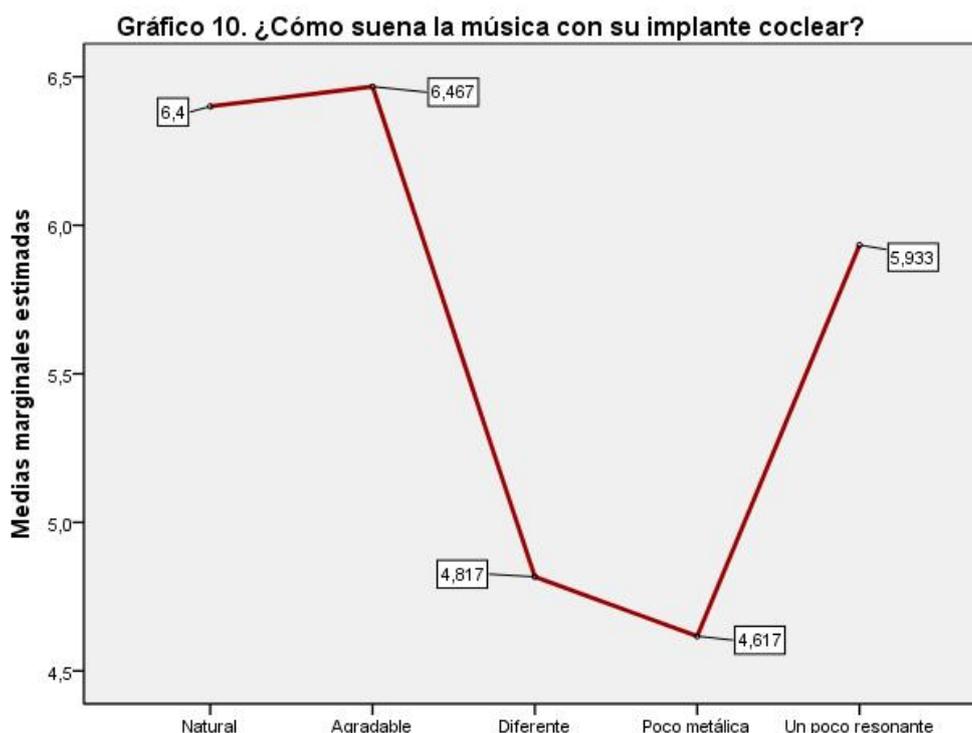
	Media	E	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
Antes de la hipoacusia	6,417	,265	5,886	6,947
Con hipoacusia sin Implante Coclear	4,033	,295	3,443	4,623
Con hipoacusia con Implante Coclear	5,850	,299	5,252	6,448



Dentro de la variable “¿Cómo suena la música con su implante coclear?” se definen cinco ítems diferentes pero a su vez complementarios. Se aprecia como los intervalos existentes entre las diferentes medias están próximos, observándose como los pacientes con el implante coclear son capaces de percibir la música de forma “agradable” con una media de 6,47 (dt = 0,213), siguiéndole “natural” con una media de 6,400 (dt = ,238), “un poco resonante” con una media de 5,933 (dt = 0,240) y encontrándose por debajo de la media el ítem “diferente” con una media de 4,817 (dt = 0,293) y “poco metálica” cuya media es de 4,617 (dt = 0,324) (**Tabla 13**).

**Tabla 13. ¿Cómo suena la música con su implante coclear?**

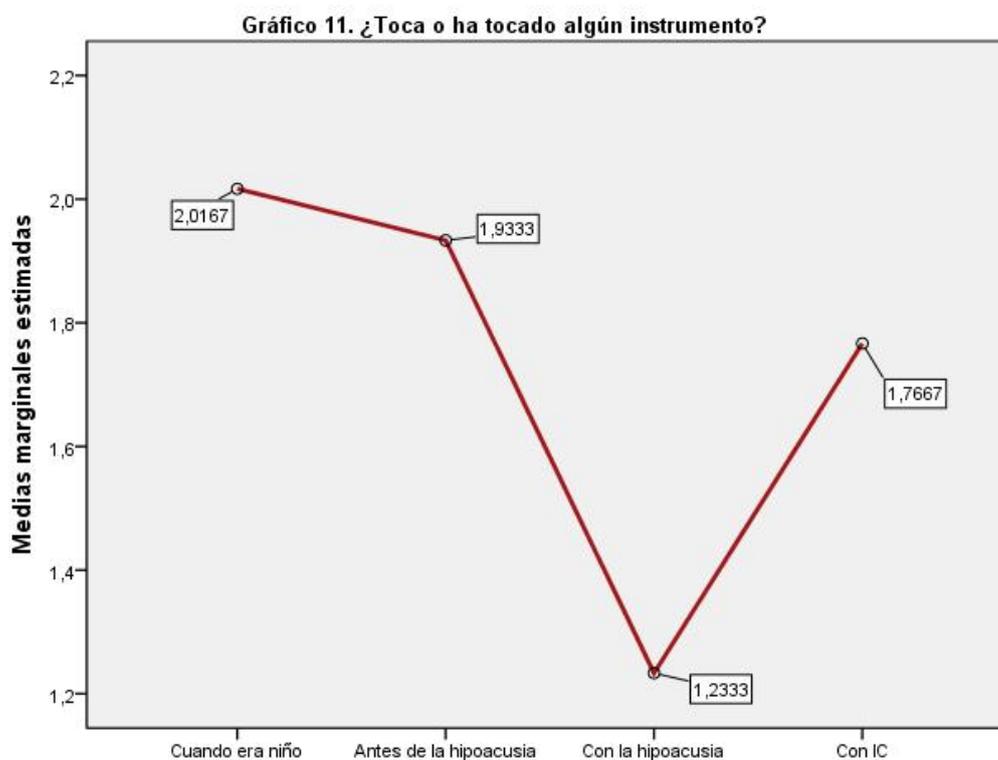
	Media	ε	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
<b>Natural</b>	6,400	,238	5,924	6,876
<b>Agradable</b>	6,467	,213	6,040	6,893
<b>Diferente</b>	4,817	,293	4,231	5,402
<b>Poco metálica</b>	4,617	,324	3,968	5,265
<b>Un poco resonante</b>	5,933	,240	5,453	6,413



En cuanto a la experiencia en el uso de instrumentos musicales, en el estudio de la variable “¿toca algún instrumento o ha tocado en algún momento?”, se han observado valores que demuestran la falta de experiencia con los mismos, de forma generalizada en los tres grupos ICU, ICB, IC+A. En la respuesta “cuando era niño” la media es de 2,017 (dt = 0,300), antes de presentar la hipoacusia, la media es de 1,933 (dt = 0,263), al aparecer la hipoacusia pero sin tener implante coclear la media es de 1,23367 (dt = 0,087), y una vez puesto el implante coclear la media es de 1,767 (dt = 0,264) (**Tabla 14**).

**Tabla 14. ¿Toca algún instrumento o lo ha tocado en algún momento?**

	Media	ε	Intervalo de confianza 95%	
			Límite inferior	Límite superior
<b>Cuando era niño</b>	2,017	,300	1,416	2,617
<b>Antes de la hipoacusia</b>	1,933	,263	1,406	2,461
<b>Con hipoacusia sin Implante Coclear</b>	1,233	,087	1,059	1,407
<b>Con hipoacusia con Implante Coclear</b>	1,767	,264	1,238	2,295



En la **Tabla 15** se describe el estudio de las variables de reconocimiento de frecuencias graves y agudas así como de la formación en audición musical. De los 60 pacientes, un total de 53 (88,33 %) logran diferenciar entre notas graves y/o agudas frente a 7 (11,67 %) que no las diferencia. Así como se ha observado el desconocimiento en el manejo de instrumentos musicales, 51 pacientes (85,00 %) no ha recibido educación ni formación musical, siendo 9 (15 %) los pacientes que sí la han recibido. No obstante en cuanto a si los pacientes han practicado algún tipo de audición musical, después de recibir su implante coclear, un total de 52 pacientes (86,67 %) manifiestan que sí, frente a 8 pacientes (13,33 %) que no han practicado.

**Tabla 15. Reconocimiento de frecuencias graves y agudas. Formación en audición musical.**

		Recuento	%
¿Distingue entre notas graves y agudas?	Si	53	88.33
	No	7	11.67
	Total	60	100.00
¿Recibió educación musical fuera de la escuela?	Si	9	15.00
	No	51	85.00
	Total	60	100.00
¿Ha practicado audición musical con IC?	Si	52	86.67
	No	8	13.33
	Total	60	100.00

En la descripción del estudio de las variables sobre “*los elementos musicales que puede oír*” se observan que 51 pacientes (85,00 %) manifiestan oír “tonos agradables, el ritmo y la melodía”, un total de 4 (6,7 %) escuchan tonos agradables pero no diferencian la melodía, 3 (5,0 %) oyen tonos agradables y la melodía y 2 (3,3 %) escuchan tonos agradables y el ritmo. Ninguno de los pacientes ha manifestado escuchar, aunque si logra percibirlos, solo tonos desagradables (**Tabla 16**).

Tabla 16. Si escucha música ¿Qué elementos musicales puede oír?

	Frecuencia	Porcentaje
Tonos agradables pero no la melodía	4	6,7
Tonos agradables y ritmo	2	3,3
Tonos agradables y la melodía	3	5,0
Tonos agradables, ritmo y la melodía	51	85,0
Total	60	100,0

Dentro del estudio de la variable “¿por qué escucha música?” se incluyen siete ítems con los que los pacientes manifiestan la motivación que tienen por escuchar la música. Se trata de una pregunta con respuestas múltiples, y se han obtenido un total de 126 respuestas. Dado que ningún paciente ha respondido al ítem “para mantenerme despierto” este no se incluye en la tabla.

En el mayor porcentaje de respuesta con un 84,7 % de los 60 pacientes, se encuentra “por placer” y continúa en orden decreciente, “para relajarme” obteniéndose un 37,3 %, “por satisfacción emocional” el 32,2 %, “para bailar” el 23,7 %, “para animarme” el 20,3 % y “por razón profesional” el 15,3 % (**Tabla 17**).

Tabla 17. ¿Por qué escucha música?

		Respuestas		Porcentaje de casos
		Nº	Porcentaje	
a	Placer	50	39,7%	84,7%
	Razón profesional	9	7,1%	15,3%
	Satisfacción emocional	19	15,1%	32,2%
	Animarme	12	9,5%	20,3%
	Bailar	14	11,1%	23,7%
	Relajarme	22	17,5%	37,3%
Total		126	100,0%	213,6%

a. Agrupación de dicotomías.

En la **Tabla 18** se muestran las frecuencias y porcentajes de respuestas dadas por los pacientes con todas las combinaciones posibles en cuanto a la pregunta “¿por qué escucha música?”

**Tabla 18. Frecuencia y porcentaje de respuesta a la variable  
¿Por qué escucha música?**

	<b>Frecuencia</b>	<b>Porcentaje</b>
<b>Animarme</b>	1	1,7
<b>Bailar y animarme</b>	2	3,3
<b>Satisfacción emocional</b>	4	6,7
<b>Bailar y satisfacción emocional</b>	1	1,7
<b>Razones profesionales</b>	1	1,7
<b>Placer</b>	12	20,0
<b>Placer y relajarme</b>	10	16,7
<b>Placer y bailar</b>	6	10,0
<b>Placer, relajarme y bailar</b>	2	3,3
<b>Placer, relajarme y animarme</b>	3	5,0
<b>Placer, satisfacción emocional y relajarme</b>	4	6,7
<b>Placer, satisfacción emocional y animarme</b>	6	10,0
<b>Placer y razón profesional</b>	2	3,3
<b>Placer, razón profesional y relajarme</b>	1	1,7
<b>Placer, razón profesional y bailar</b>	1	1,7
<b>Placer, razón profesional, satisfacción y relajarme</b>	2	3,3
<b>Placer, razón profesional, satisfacción y bailar</b>	2	3,3
<b>Total</b>	<b>60</b>	<b>100,0</b>



## **V. DISCUSIÓN**



El implante coclear, fue introducido comercialmente en la década de los años 80. Más de 100.000 personas que presentaban hipoacusias severas y profundas pueden ahora oír gracias a esta tecnología. El impacto clínico que ha dado el dispositivo ha sido nada menos que extraordinario.

La comprensión del habla en la mayoría de los usuarios de implantes cocleares se mueve entre los márgenes de bueno a excelente. No obstante presenta alguna deficiencia; es comprensible que el implante coclear ha sido diseñado para permitir la percepción del habla, pero mientras se consigue la entrega del habla en silencio, su desempeño en la entrega de la música y el habla en ruido de fondo ha sido menos que ideal.

Los usuarios de implante coclear hablan de la música como el segundo estímulo acústico más importante en su vida, al lado de la comprensión del habla, y la mayoría de estos usuarios expresan que no logran percibirla bien con su dispositivo. <sup>(116)</sup>

Durante los años que pasamos en la escuela se nos enseña a pensar en el sistema nervioso y en los órganos de los sentidos como entidades pasivas que son activadas y responden a los estímulos del medio, como si se tratara de sistemas que sin estímulo dejan de operar.

Esta forma de entender impide darnos cuenta de que el sistema nervioso y los órganos de los sentidos interactúan de forma dinámica con el medio, no son entidades pasivas, sino que tienen una actividad propia, independiente del medio, y que se modifica en concierto con el medio.

El sistema, hace una búsqueda activa lo que implica que los estímulos del medio no activan al sistema auditivo, sino que modifican una dinámica preexistente.

La respuesta de los órganos de los sentidos y, más aún, de los sistemas superiores de análisis depende del estado del sistema y de su dinámica particular en el momento en que interactúa con el estímulo y, no sólo de las propiedades de este último.

La actividad sensorial se desarrolla de forma continua y, más que como un canal de entrada de información, los órganos sensoriales deben ser concebidos como una interfase en donde el sistema nervioso interactúa activamente con el medio ambiente.

En relación con esto, en los sujetos con entrenamiento profesional en música, algunos aspectos de la fisiología del oído operan de forma diferente a como sucede en los individuos sin entrenamiento musical y se ha demostrado que en sujetos con implante coclear, en las tareas de percepción de la música se comportan de la misma forma. <sup>(117, 118)</sup>

Para entender por qué el implante no codifica la música en su totalidad, hay que entender un poco acerca de cómo un sistema auditivo con audición normal lo hace.

En el caso del sistema auditivo está bien documentado que existen interacciones entre el sonido y el órgano receptor las cuales, determinan que se produzcan importantes modificaciones en la amplitud y en otras características del estímulo incidente.

La función primaria del oído es la de convertir un patrón de vibración temporal, que se produce en el tímpano, en una configuración de movimiento ondulatorio en el espacio, que se genera en la cóclea, particularmente en la membrana basilar, y éste, a su vez, en una serie de potenciales eléctricos en las neuronas aferentes cocleares.

La frecuencia de un sonido está representada por el sitio de la cóclea donde se originan las neuronas que éste excita, y su amplitud por la intensidad de la descarga de estas neuronas y también por el número total de neuronas que se activan. La actividad de las neuronas aferentes es entonces una función de la intensidad y de las magnitudes relativas de las diferentes frecuencias que componen un sonido.

A diferencia de un tono puro, el tono complejo, como los creados por la voz humana o de instrumentos musicales, cuenta con numerosos armónicos variando

en frecuencia en un amplio rango. Melodías musicales, incluso con un único instrumento, se componen de una serie de sonidos complejos.

La diferencia en el espectro de diferentes tonos complejos, especialmente en el espacio de resolución, pueden ser muy pequeñas. La base de la buena percepción se encuentra en la tasa de repetición, que depende de la estructura fina de codificación temporal. El tono complejo tiene una tasa de periodicidad correspondiente a la frecuencia fundamental. La fibra nerviosa se excita en sincronía en las frecuencias bajas y sigue siendo buena hasta alrededor de 2000 Hz en el sistema de audición normal. <sup>(119)</sup>

En el procesamiento de la información auditiva podemos distinguir al menos tres niveles:

- 1º. Nivel periférico, que hace referencia a la detección de vibraciones sonoras y que se relaciona con el procesamiento al nivel del oído interno; da origen a las sensaciones primarias como el tono y la amplitud.
- 2º. Nivel de procesamiento intermedio, que permite detectar las variaciones transitorias en el sonido y su origen, y provee elementos adicionales para la percepción de la cualidad, la identificación del tono y la discriminación de los sonidos. En el caso de la música, es en este nivel que se percibe el tono de un instrumento, el ataque sonoro, el timbre y el ritmo.
- 3º. Nivel de análisis fino, en el cual los cambios temporales se procesan en los centros cerebrales superiores de la corteza cerebral, permitiendo detectar los atributos de la información auditiva y el mensaje auditivo. Los aspectos más complejos de la música, como la melodía, la armonía, el contrapunto, etc., se integran en este nivel.

Conforme ascendemos en este proceso de análisis es más difícil identificar con precisión los procesos fisiológicos que dan origen a la percepción. A este nivel, el

aprendizaje y el entorno cultural tienen una influencia muy importante, así como los estados emocionales del individuo.

Por ejemplo, en relación con las propiedades del sonido cabe preguntarse en qué términos se puede cuantificar la sensación subjetiva de una melodía. Los sujetos pueden reportar si una sensación seguida de otra es mayor o menor, más o menos clara, más pronunciada que la que le precede; si un tono fue de mayor, de igual o de menor frecuencia que el primero. Pero en lo que tiene que ver con atributos abstractos y altamente subjetivos como la melodía, el ritmo, el timbre y la armonía, los juicios simples no sirven, y los atributos perceptuales son complejos y en gran medida dependientes de la experiencia individual.

Un problema de la neuropsicología contemporánea consiste en definir y entender los procesos mentales que llevan a la percepción de fenómenos tan complejos como la música. ¿Qué es la música?, ¿Por qué razón hay sonidos que nos agradan y otros que no?. Podemos incluso ir más allá, si consideramos que todos estos procesos dependen de un cierto aprendizaje, y que en todas las culturas existe la música, la cual, en sus expresiones más elementales, consiste de una secuencia organizada, estructurada y rítmica, una sucesión y superposición de tonos seleccionados de entre un repertorio limitado de tonos discretos y no tiene un equivalente en la naturaleza.

Es claro, pues, que la música no tiene un significado biológico para el individuo; sin embargo, ciertas secuencias de tonos, superposiciones y sucesiones rítmicas son capaces de modificar nuestro estado de ánimo, inducir malestar, dolor o emociones muy intensas. Desde un punto de vista musical, un sonido o un ruido que aislado resulta despreciable, relacionado con otras muestras sonoras por un ritmo, armonía o melodía, puede constituirse en una agradable composición.

Los efectos de la música sobre el humano, tiene gran trascendencia en psicología y en psicoacústica. Según define Gil-Carcedo, la música es un conjunto de vibraciones sonoras relacionadas entre sí que, tras ser captadas por nuestro sistema auditivo y procesadas en el sistema nervioso central, despiertan sensaciones, sugerencias y emociones que adquieren significado. <sup>(120)</sup>

Música y lenguaje son importantes sistemas de comunicación, cada uno es regido por sus propios principios, reglas y normas sintácticas, que emplean diferentes vectores; el lenguaje se vale de símbolos sonoros que adquieren un significado concreto y objetivo al constituir fonemas, palabras y frases; la música, sin embargo, se sirve de sonidos organizados y gobernados por reglas de armonía y contrapunto, emplea patrones sonoros particulares que logran un significado aleatorio y subjetivo.

No se han precisado con totalidad perfección los centros nerviosos encargados de la comunicación verbal en sus facetas de recepción y emisión, aún se conoce mucho peor la organización funcional de las estructuras cerebrales encargadas de las funciones musicales.

La pérdida de las funciones verbales o afasia, no se acompaña necesariamente de una amusia o pérdida de las habilidades musicales, lo que indica una independencia entre los procesos cerebrales que organizan ambos sistemas de comunicación; sin embargo se pueden producir al mismo tiempo daños que produzcan alteraciones concomitantes en la comunicación verbal y musical, lo que indica que las localizaciones topográficas de sus áreas corticales son diferentes, pero próximas. <sup>(120, 121)</sup>

Es probable que la música y el gusto musical sean un subproducto del desarrollo del lenguaje; la capacidad del cerebro para hacer un análisis completo de los estímulos auditivos, percibir el timbre, el tono, el ritmo, etc., tendría su función primaria en la percepción del lenguaje hablado. Un asunto sumamente interesante es el definir si existen condicionantes fisiológicos que contribuyan a determinar el gusto musical.

Una buena prueba de la percepción musical de los usuarios de implante coclear es diferenciar los niveles de capacidad en diferentes tareas musicales.

Aunque la música en su sentido amplio se trata de una experiencia subjetiva, existen propiedades físicas que pueden ser controladas y evaluadas de manera objetiva.

Hasta el momento en los estudios que se han realizados se evalúa la capacidad de percepción musical, la discriminación de alturas del tono, reconocimiento de melodías, y reconocimiento del timbre en instrumentos, la relación entre estas capacidades psicofísicas y otras medidas de audición y las formas en que se podría mejorar el procesamiento de sonido para hacer frente a deficiencias del implante coclear con respecto a la percepción musical.

Todas estas áreas de reconocimiento son evaluadas en nuestro estudio pero introduciendo la variable de la modificación frecuencial en la programación del paciente, tal como se ha descrito en la metodología, trabajada en cada canal correspondiente a la primera fundamental, dando por sentado que el implante tiene más que resuelto el área de frecuencias medias y agudas, que es donde se desempeña el habla.

El conocimiento detallado de la ubicación y tipo de electrodo, estrategias de codificación, comportamiento de las diferentes bandas frecuenciales, parámetros de programación así como componentes externos, fueron los pilares fundamentales para que los resultados cumplieran con las expectativas.

En los estudios llevados a cabo por Gfeller KE, Olszewski C, Turner C, et al publicado en *Audiol Neurootol* en el año 2006 donde se incluyeron siete dispositivos Nucleus 22, treinta y ocho dispositivos Nucleus 24, seis dispositivos Nucleus Contour, veintidós dispositivos Clarion y seis dispositivos Ineraid, no se hallaron diferencias sustanciales entre los diversos tipos de implante coclear ni entre las estrategias de codificación, por lo que el abordaje frecuencial empleado en este estudio puede ser potencialmente utilizado en cualquier paciente y sobre cualquier dispositivo

Uno de los puntos fuertes de nuestro estudio es la conformación de tres grupos en sus diferentes modalidades, implante coclear unilateral, implante coclear bilateral e implante coclear más audífono y la comparación de los diferentes programas, programa estándar vs. programa frecuencial, sobre cada uno de los sujetos.

Los resultados obtenidos en las diferentes pruebas son bastante plausibles ya que en todas las condiciones y partiendo de las dificultades que los usuarios de implante coclear tienen a la hora de procesar la música, se obtienen mejores respuestas con el uso de la metodología utilizada para la elaboración del programa frecuencial.

Melodías en las que se usa patrones rítmicos característicos son generalmente más fáciles de identificar y reconocer. Las investigaciones también han demostrado que el rendimiento en las pruebas de reconocimiento de las melodías mejora con la inclusión de letras actuales. En este estudio no se han utilizado pruebas con componentes de patrones rítmicos característicos ni se han incluido letras actuales.<sup>(122,123,124,125)</sup>

Al igual que Dorman et al y Hong et al en cuyos estudios describen un mejor reconocimiento de la melodía, sin pistas rítmicas ni letras, en sujetos con implante coclear unilateral y audífono contralateral; los participantes en nuestro estudio con implante coclear más audífono, presentan mejores resultados que nuestros participantes con implante coclear unilateral y bilateral, en las tareas de discriminación de la melodía de los instrumentos.<sup>(126, 127, 128)</sup>

Los usuarios de implante coclear tienen grandes dificultades en las tareas de reconocimiento del pitch ya que deben extraer la información de campo, ya sea de la envolvente temporal o el tono espectral asociado con la posición de los electrodos.<sup>(129)</sup>

Brockmeier SJ et al concluye que el 50% de los participantes en su estudio lograron un intervalo de discriminación de 1 ó 2 cuartos de tono, que está dentro del rango de rendimiento de un normoyente.

En nuestro estudio hemos observado que los resultados superan a los del autor antes mencionado de tal forma que pasamos de 4,27 aciertos a 6,14 aciertos en los mismos intervalos de tono, esto probablemente está basado en que nuestra casuística supera la de este autor siendo los datos más fiables.

Por otro lado dentro de la identificación del pitch se han presentado diez muestras de escalas a los grupos con un índice de repetición de dos por escala de forma aleatoria, donde encontramos que la media con el uso del programa estándar es menor que la media con el uso del programa frecuencial en todos los grupos. Si bien las respuestas obtenidas son bastante aceptables en las escalas ascendente, descendente y plana, cuando se procede a la combinación de ellas el acierto es dificultoso.

Considerando que la diferencia marcada por los pacientes con IC+A puede atribuirse a la conservación residual de las frecuencias auditivas, lo que supone una mejor supervivencia neuronal, hay que destacar que el incremento de la media de aciertos se produce con intervalos similares en los otros grupos de pacientes, reflejándose que la asignación frecuencial en el área escogida ejerce el mismo efecto en situaciones con menor supervivencia neuronal.

La discriminación de acordes, como tarea de percepción del tono, es menos difícil para los usuarios de implante coclear que otras tareas de percepción musical. <sup>(129)</sup>

En nuestro estudio se ha presentado a los sujetos un total de treinta muestras de acordes armónicos y disonantes donde se muestra que la incorporación de más de un tono, como bien queda representado en los acordes armónicos, es de más fácil reconocimiento para el paciente implantado. Si bien todos los sujetos han obtenido mejores resultados con el programa frecuencial que con el estándar, son los usuarios con implante coclear más audífono (IC+A) ó sistema bimodal, los que tienen más éxito en esta tarea ya que pueden hacer uso de la información de la frecuencia fundamental que aporta el audífono. <sup>(128)</sup>

Este mejor rendimiento es debido a la generación de una señal compleja en el procesador de voz mediante la superposición de varias secuencias armónicas. Esta señal es aplicada a través de varios electrodos y este patrón complejo generado probablemente contiene información suficiente para clasificar los sonidos similares como “igual” o “diferente”.

No hemos encontrado bibliografía respecto a la valoración de armónicos en el momento actual para poder comparar los resultados.

Otro de los factores que hemos estudiado y que influye en el disfrute de la música, es la capacidad de diferenciar la calidad de tonos a diferente altura interpretados de forma individual por diferentes instrumentos, lo que supone la identificación del timbre. Varios estudios indican un pobre desempeño en la identificación de instrumentos en los usuarios de implante coclear. <sup>(126, 130, 131)</sup>

Nuestros resultados contrastan en parte con estos estudios, por un lado las tareas realizadas en el reconocimiento son fundamentalmente diferentes.

A los pacientes se les ha mostrado un total de ocho instrumentos de forma independiente, el número de aciertos es menor cuando el paciente usa el programa estándar frente al programa frecuencial, pero existe un mayor número de acierto con aquellos instrumentos que son más populares como la guitarra, el piano, la trompeta y el violín.

Si bien no está dentro de los objetivos de esta Tesis Doctoral la evaluación conjunta de dos o más de dos instrumento, si se puede plantear como propuesta futura.

Muchos autores en sus estudios describen la percepción del sonido de la música por parte del paciente implantado, como desagradable o mecánico y con dificultades para reconocer melodías y detectar cambios de tono. <sup>(123, 132, 133)</sup>

Por otro lado según Gfeller K, Witt S, Woodworth G, Mehr MA, Knutson J <sup>(134)</sup> los implantados no encuentran el sonido de los instrumentos musicales tan agradables, sobre todo cuando emiten sonidos agudos lo que enfatiza la importancia de trabajar la frecuencia fundamental.

Estos resultados contrastan con los de nuestro estudio, donde los pacientes describen en la mayoría de los casos la percepción de la música como agradable y natural, teniendo una menor incidencia la percepción poco metálica. Asimismo el 88.33 % de los sujetos logran diferenciar entre notas graves y agudas.

Tal y como se describe en estudios previos <sup>(135, 136, 137)</sup> hemos encontrado mejor discriminación en patrones musicales como tono, armónicos e instrumentos.

Las conclusiones en los estudios de Brockmeier SJ, Peterreins M, Lorens A, et al <sup>(137)</sup> son análogas a las de nuestro estudio donde el paciente presenta dificultades para conseguir los mismos hábitos musicales que tenían previo a la sordera así como la disminución del tiempo semanal que dedican a escuchar música tras el implante. No obstante los resultados no son del todo negativos si tenemos en cuenta que la mayoría de los pacientes implantados han vuelto a disfrutar de la música tras el implante.

La frecuencia con la que escuchaban música así como la importancia que le dan al papel que juega la música en sus vidas se ven claramente disminuidas cuando se presenta la hipoacusia, con una media de 4.03 sobre 10, volviéndose a incrementar estos valores hasta una media de 5,85 una vez el paciente está implantado; es evidente que el disfrute de la música no depende solo del rendimiento del implante coclear y no es imprescindible reconocer instrumentos para disfrutar de la música.

En las investigaciones realizadas por Tyler RS, Gfeller K, Mehr MA <sup>(138)</sup> los resultados de la encuesta enviada a 63 implantados adultos muestran que el 75% dijo disfrutar de la música antes de la sordera, el 83% refirió disminución de la escucha de la música tras el implante y el 51% valoró el sonido tras el implante como desagradable. Nuestro estudio muestra una media superior a 6 sobre 10 donde los pacientes describen el sonido como agradable.

La experiencia y el entrenamiento musical es otro aspecto discutido sobre la percepción musical.<sup>(139)</sup>

Brockmeier SJ, Peterreins M, Lorens A, et al <sup>(137)</sup> describen que los usuarios con más experiencia musical eran capaces de reconocer las canciones con más facilidad , lo que supone mayor extracción de información de menos elementos musicales, al contrario que en otros estudios donde no se encontraron diferencias en el reconocimiento de melodías entre los usuarios con mayor o menor entrenamiento musical, situación que se repite en nuestro estudio donde el 85 % de la muestra no ha recibido formación musical frente al 15% que sí, no obstante

una vez el paciente ha sido implantado y se ha activado el procesador, el 86,67% muestra especial interés en practicar audición musical con su implante.

Tanto Fujita S, Ito J. <sup>(140)</sup> como Brockmeier SJ, Peterreins M, Lorens A, et al <sup>(137)</sup> demostraron que para el reconocimiento de las canciones utilizaban ritmo, tono y tiempo, pero fundamentalmente la inclusión de letras, es decir aporte verbal, por lo que se encuentran mejores resultados en la discriminación de canciones originales que de melodías sin letras, corroborando que los implantados reconocen mejor los patrones musicales simples que los complejos y que el reconocimiento de canciones se basa más que en la melodía en las claves vocales.

En nuestro estudio no se incorpora el reconocimiento verbal en ninguno de los test y sólo se hacen evaluaciones instrumentales consiguiéndose mejoras bastante significativas con la programación frecuencial, contrastando con los autores citados.

La percepción y el disfrute de la música son objetivos aún no solucionados completamente con la tecnología actual de los implantes cocleares. Los resultados obtenidos en esta tesis animan a continuar desarrollando e implementando herramientas y algoritmos que permitan la optimización y simplificación de los software utilizados para la programación de los procesadores de los usuarios de implante coclear, cuyo objetivo final no es otro que mejorar la calidad de la percepción audita de los pacientes.



## **VI. CONCLUSIONES**



- Los pacientes con programación frecuencial del implante coclear asignada a la fundamental tienen mejor percepción y reconocimiento musical que los pacientes a los que se les ha realizado una programación estándar.
- Los pacientes con programación de asignación frecuencial presentan mejor percepción y reconocimiento que los pacientes con programación estándar.
- Los pacientes con una modalidad de estimulación bilateral, presentan mejor percepción de los patrones musicales y mejor rendimiento en las tareas de reconocimientos de escalas tonales, armónicas e instrumentos musicales.
- La programación frecuencial del procesador en la fundamental permite mejor reconocimiento en entornos con incremento en la relación señal ruido.
- El método de asignación frecuencial puede aplicarse en procesadores diferentes y con distintas estrategias de estimulación.
- El método frecuencial permite disminución de niveles de intensidad de corriente así como incremento del rango dinámico, lo que permite un mapeo de cada banda de audio menos molesta y mejora la calidad de la representación de la señal.
- Si bien los hábitos musicales disminuyen con la sordera, el 85 % de los pacientes del estudio manifiestan percibir tonos agradables, ritmo y la melodía.



## **VII. BIBLIOGRAFÍA**



- 1- Gil-Loyzaga P, Poch Broto J. Fisiología del sistema auditivo periférico. En: Suárez C, Gil-Carcedo LM, Marco J, Medina JE, Ortega P, Trinidad J, eds Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello. Editorial Médica Panamericana SA, Tomo II, Otología. Capítulo 74;2007. p. 953-67.
- 2- Vallejo LA, Gil-Carcedo SE, Gil-Carcedo LM, Sánchez C. Anatomía aplicada del oído externo y medio. La Trompa de Eustaquio. En: Suárez C, Gil-Carcedo LM, Marco J, Medina JE, Ortega P, Trinidad J, eds Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello. Editorial Médica Panamericana SA, Tomo II, Otología. Capítulo 68;2007. p. 845-66.
- 3- Pickles JO. An introduction to the physiology of Hearing. Academic Press 1998;1-367.
- 4- Durrant JD, Lovrinic JH. Bases of Hearing Science. Baltimore: Williams and Wilkins.3ª edición;1995.
- 5- Moreano E, Paparella M, Zelterman D, Goycoolea M. Prevalence of facial canal dehiscence and persistent stapedial artery in the human middle ear: a report of 1000 temporal bones. Laryngoscope 1994;104:309-320.
- 6- Gil-Carcedo LM. Patología General de las otitis. En : Gil-Carcedo LM. Otología, 2ªed. Ed Médica Panamericana;2005.
- 7- Marquet J. Controversy about the eustachian tube function. Acta Otorhinolaryngol Belg 1989;43:412-416.
- 8- Eden AR, Laitman JT, Gannon PJ. Mechanisms of middle ear aeration: anatomic and physiologic evidence in primates. Laryngoscope 1990;100: 67-75.
- 9- Bremond GA, Magnan J, Chays A, de Gasquet R. Endoscopy of the eustachian tube, 1st evaluation. Ann Otolaryngol Chir Cervicofac 1990; 107:15-19.
- 10- Gil-Carcedo LM. Otología. Ed. Menarini;1995.

- 11- Tonndorf J, Khanna JM. Tympanic membrana vibrations in human cadaver ears studied by time averaged holography. *J Acoust Soc Am* 1972;52:1221-1233.
- 12- Uziel A. El oído externo y medio. En: Guerrier Y, Uriel A (eds.). *Fisiología neurosensorial en ORL*. París: Masson;1985. p. 66-74.
- 13- Palomar V. Fisiología del oído externo y medio. En: Abelló P, Traserra (eds.). *Otorrinolaringología*;1992. p. 49-53.
- 14- Gil-Loyzaga P, Poch J. Anatomía e histología de la cóclea. En: Suárez C, Gil-Carcedo LM, Marco J, Medina JE, Ortega P, Trinidad J, eds *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*. Editorial Médica Panamericana SA, Tomo II, Otología. Capítulo 69;2007. p. 867-78.
- 15- Poch J, Gil-Loyzaga P. Fisiología coclear. En: Vallejo Valdezate LA (ed.) *Hipoacusia Neurosensorial*. Madrid: Masson, Capítulo 1;2003. p. 1-9.
- 16- Williams PL, Warwick R. *Gray Anatomía Tomo II*. Interior del laberinto óseo izquierdo. Figura 1.2 - 293B:1316. Salvat Editores S.A;1987.
- 17- Gil-Loyzaga P, Merchan M, Collía F. The ultrastructure of the spiral ligament of the roden cochlea. *Acta Microscopica* 1987;10/13:399-409.
- 18- Williams PL, Warwick R. *Gray Anatomía Tomo II*. Sección de la segunda vuelta del caracol, Figura 1.3-293B:1316. Salvat Editores S.A;1987.
- 19- Manrique MJ, Ramos A, López P, García-Ibáñez E. Prótesis implantables en otocirugía. Microfotografía de una sección de una de las espiras de la cóclea (Órgano de Corti), Figura 1.B: 248. Sorpama S.A;2003.
- 20- Gil-Loyzaga P. Histochemistry of glycoconjugates of the auditory receptor. *Progress in Histochemistry and Cytochemistry*. Gustav Fischer Verlag 1997; 32/31:1-78.

- 21- Spoendlin H. Primary neurons and synapses. En: Friedmann I, Ballantyne J (eds). Ultrastructural atlas of the inner ear. Butter-worths. London, Britain;1984. p. 133-64.
- 22- Micrografía: Células ciliadas National Institute on Deafness and Other Communication Disorders (NIDCD); 2011.
- 23- Gil-Loyzaga P. Neurotransmitters of the olivo-cochlear lateral efferents system: with an emphasis on dopamine. Acta Otolaryngol (Stockh) 1995; 115:222-226.
- 24- Cooper NP, Guinan JJ. Separate mechanical processes underlie fast and slow effect of medial olivocochlear efferent activiti. J Physiol 2003;548(1): 307-12.
- 25- Gil-Loyzaga P, Pujol R. Fisiología del receptor y la vía auditiva. En: Tresguerres JAF, ed. Fisiología Humana, 2ª ed. Nueva York: McGraw Hill-Interamericana;2005. p. 232-45.
- 26- Gil-Loyzaga P, Poch Broto J. Fisiología del sistema auditivo periférico. En: Suárez C, Gil-Carcedo LM, Marco J, Medina J, Ortega P, Trinidad J, eds. Tratado de Otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello. Proyectos Médicos SL, tomo II, parte I; 66;2000. p. 762-74.
- 27- J.F. Battey. How your brain understands what your ear hears, chapter Information about Hearing, Communication and Understanding. National Institute on Deafness and Other Communication Disorders, EEUU;2003.
- 28- Aran JM, Harrison RV. Fisiología de la cóclea. En: Guerrier Y, Uriel A, eds. Fisiología Neurosensorial en ORL. París: Masson SA;1985. p. 75-102.
- 29- Zwislocki JJ. Analysis of the cochlear mechanics. Hearing Res 1986; 22:155-169.
- 30- Russel IJ, Sellick PM. Intracellular studies of hair cells in the mamalian cochlea. J Physiol (Lond) 1978;284:261-290.

- 31- Gitter AH. Eine kurze Geschichte der Hörforschung. I Antike. *Laryngol-Rhino-Otol* 1990;69:442-445.
- 32- Berlin Chl. *Hearing Science. Recent Advances*. Coll Hill Press;1984. p. 1-449.
- 33- Adrian DE. The microphone action of the cochlea in relation to theories of hearing. En: Physical Society, ed. *Report of a discussion on audition*. Londres: Phys Soc;1931. p. 5-9.
- 34- Weber EG, Bray CW. Action currents in the auditory nerve in response to acoustic stimulation. *Proc Natl Acad Sci USA* 1930;10:344-350.
- 35- Zheng J, Shen W, He DZ, Long KB, Madison LD, Dallos P. Prestin is the motor protein of cochlear outer hair cells. *Nature* 2000;405:130-131.
- 36- Browell WE, Bader CR, Bertrand D, De Ribaupierre Y. Evoked mechanical responses of isolated cochlear outer hair cells. *Science*, 1985;227:194-196.
- 37- Kemp JT. Stimulated acoustic emissions from the human auditory system. *J Acoust Soc Am* 1978;64:1386-1391.
- 38- Sánchez M, Merchán MA. Estructura y función del cerebro auditivo. En: Suárez C, Gil-Carcedo LM, Marco J, Medina JE, Ortega P, Trinidad J, eds *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*. Editorial Médica Panamericana SA, Tomo II, Otología. Capítulo 75;2007. p. 969-96.
- 39- Gómez JR, Suárez C. Vías y centros de la audición. En: Vallejo Valdezate LA (ed.) *Hipoacusia Neurosensorial*. Madrid: Masson;2003. p. 11-19.
- 40- Oliver DL. Neuronal organization of the inferior colliculus. En: Winer JA, Schreiner CE (eds.). *The inferior colliculus*. New York; Springer;2005. p. 69-114.
- 41- Winer JA. Decoding the auditory corticofugal systems. *Hear Res* 2005;207(1-2):1-9.

- 42- Gil-Carcedo LM, Gil-Carcedo E. Acústica y audiología básicas. En: Gil-Carcedo LM. Otología. Editado por laboratorios Menarini;1995.
- 43- Arellano B. Caracterización genética de sorderas neurosensoriales [tesis doctoral]. Madrid: Universidad Autónoma de Madrid;2000.
- 44- Wilson J. Deafness in developing countries. Arch Otolaryngol 1985;11:2-9.
- 45- Northern JL, Downs MP. Medical aspects of hearing loss. En: Northern JL, Downs MP: Hearing in children. Lippincott Williams & Wilkins;2002.
- 46- American Medical Association. Ear, Nose Throat and related structures. En: Guides to the Evaluation of Permanent Impairment 1993;223.
- 47- Lalwani AK, Lynch E, Mhatre AN. Molecular Genetics. A brief overview. En: Pediatric Otology and Neurotology. Ed AK Lalwani and KM Grundfast. Lippincott-Raven;1998. p. 49-86.
- 48- Fischel-Ghodsian N et al. Mitochondrial deafness mutations revisited. Hum Mutat 1999;13:261-270.
- 49- Brookhouser PE. Diseases of the inner ear and sensorineural hearing loss. En: Bluestone, Stool, Kenna,: Pediatric Otolaryngology, 4th ed.Saunders; 2003.
- 50- BIAP. Recomendación biap 02/1. Clasificación audiométrica de las deficiencias auditivas. www.biap.org. Lisboa;1997.
- 51- Manrique MJ, Romero MD. Clasificación y etiología de la hipoacusia neurosensorial. En: Manrique MJ, Huarte A. Implantes Cocleares. Masson; 2002.
- 52- Peña J. Introducción a la patología y terapéutica del lenguaje. En: Manual de Logopedia. J Peña Casanova, 2ª ed. Masson;1994.
- 53- Manrique M. et al. Cerebral auditory plasticity and cochlear implants. Int J Ped Otorhinolaryngol 1999;49 (1):193-197.

- 54- Salesa E, Perelló E, Bonavida A. Tratado de Audiología. Masson S.A. El Sevier;2005. p. 103-07.2005.
- 55- Martínez J. Prótesis auditivas. En Peña Casanova J (ed). Manual de logopedia. Masson. Barcelona;1994. p. 209-27.
- 56- Hougaard S, Jensen O, Kristensen M, et al. Sonido y audición. Widex. Cobenhagen;1995.
- 57- Dillon, Harvey. Hearing aids. Thieme, New York, EEUU;2001.
- 58- Olmo JC M. Ed. American Academy of Audiology (2011). Historia de las prótesis auditivas. [En línea]. Disponible en <[http://www.clinicasdeaudición.com/estudios/historia\\_prótesis\\_auditivas.pdf](http://www.clinicasdeaudición.com/estudios/historia_prótesis_auditivas.pdf). [Consultado en 04/06/2011].
- 59- Suárez C, Gil-Carcedo LM, Marco J, et al. Tratado de otorrinolaringología y cirugía de cabeza y cuello, 2ª edición, tomo II. Panamericana;2007. p. 1757-768.
- 60- Galvani. De viribus electricitatis in motu musculari commentarius. Bonon. Sel Art. Inst. Acad. Comment, Bologna 1791;(7):363-418.
- 61- Entralgo PL, Albarracín A, Guillén DG. Historia Universal de la Medicina, Fisiología de la Ilustración. Salvat, Barcelona, volumen 5;1973. p. 45-62.
- 62- Gillispie Ch. Dictionary of scientific biography, Charles Scribner's sons, New York;1972.
- 63- Stevens SS. Acerca de la audición por medio de la estimulación eléctrica. Jacoust SocAmer 1937;(8):191-195.
- 64- Djourno. Excitation induite localisée á distance. C. R. Sciences 1953; (236):2337- 2338.
- 65- Djourno. Les méthodes d'excitation électrique localisée á distance. La Médecine;1953.

- 66- Djourno, Eyriés C. Prothèse auditive par excitation électrique á distance du nerf sensoriel á l'aide d'un bobinage inclus á demeure. *La Presse Médicale* 1957;(65):14-17.
- 67- Eyriés C. Experience personnelle. *Les Cahiers d'O.R.L.* 1957;(14):679-681.
- 68- Bekesy G. *Experiments in Hearing*. Me Graw-Hill Book. New York;1960.
- 69- Doyle J. Electrical Stimulation in Eighth Nerve Deafness. *Bulletin of the Los Angeles Neurological Society* 1963;(28):148-150.
- 70- Zöllner F, Keidel WD. Gehorvermittlung durch elektrische Erregung des Nervus acusticus. *Archiv der Ohren Nasen, Kehlkopfteilkunde* 1963;(181):216-223.
- 71- Simmons B. Electrical Stimulation of Acoustical Nerve and Inferior Colliculus. *Archives of Otolaryngology* 1964;(79):559-567.
- 72- Michelson RP. The results of electrical stimulation of the cochlea in human sensory deafness. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1971;(80):914-919.
- 73- Clark GM, Tong YC, Martin LF. A múltiple channel cochlear implant: An evaluation using open-set CID sentences. *Laryngoscope* 1981;(91):628-634.
- 74- Chouard CH, Fugian C, Meyer B, Lacombe H. Long term results of multi-channel cochlear implant. *NY Acad Sci* 1983;(405):387-411.
- 75- Chouard CH, Fugian C, Meyer B, Chabolle F. Multichannel sensorial intracochlear implanted device: description and clinical results. NY: Futura Publishing Co 1985;281-295.
- 76- Douek E, Fourcin AJ, Moore BC. Clinical aspects of extracochlear electrical stimulation. *Annals of the New York Academy of Sciences* 1983;(405): 332.
- 77- Dillier N, Leifer LJ, Spillmann T. Erfahrungen mit elektrischer Stimulation des Hörnervs mittels Ohrkanal- und Promontoriumselektroden. *Rexton Audio Symposium, Bommer AG (Zúrich)* 1977;(4):39-48.

- 78- Spillmann T, Dillier N, Fisch U. Entwicklung und klinische Evaluation einer implantierbaren Cochlea-Elektrode. *AktProbl ORL* 1978;(1):157-165.
- 79- Ruiz JM, Sainz M, de la Torre A, Roldán C, Vargas JL. 6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation, chapter Application of EABR for fitting cochlear implant processors;2002.
- 80- Wilson B, Finley C, Lawson D, Wolford R, Eddington D, Rabinowitz W. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature* 1991;(352):236-238.
- 81- Wilson B, Lawson D, Zerbi M. Advances in coding strategies for cochlear implants. *Head and Neck Surgery* 1995;(9):105-129.
- 82- De la Torre A, Bastarrica M, de la Torre R, Sainz M. Cochlear Implant Simulation. Granada: Universidad de Granada; 2004.
- 83- Eddington D. Speech discrimination in deaf subjects with cochlear implants. *Journal of the Acoustical Society of America* 1980;68(3):885-891.
- 84- Quiñónez RE, Quiñónez RO. Acústica y Psicoacústica. En: Suárez C y cols. *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*. Madrid: Proyectos Médicos;1999. p. 169-89.
- 85- Bonavida A. Electroacústica. En: Salesa E y cois. *Tratado de Audiología*. Barcelona: Masson;2005. p. 63-72.
- 86- Diego AM, de Merino M. *Fundamentos físicos de la música*. Valladolid: Universidad de Valladolid;1988.
- 87- Cattoi B. *Apuntes de acústica y escalas exóticas*. Buenos Aires: Ed Ricordi; 1985.
- 88- Zwicker E, Fastl H. *Psychoacoustics. Facts and models*. Berlin: Springer; 1999.
- 89- Fletcher H, Munson WA. Loudness, its definition, measurement and calculation. *J Acoust Soc Am* 1933;5:2-108.

- 90- Corso JF. Age and Sex Differences in Pure-Tone Thresholds. *J Acoust Soc Am* 1959;31:498-507.
- 91- ISO 7029:2000 Acoustics - Statistical distribution of hearing thresholds as a function of age;2000.
- 92- Bonavida A. Conceptos básicos de acústica fisiológica y psicoacústica aplicados al estudio y análisis de la función auditiva y vocal. En: Salesa Ed y cols. *Tratado de Audiología*. Barcelona: Ed. Masson;2005. p. 73-92.
- 93- Henderson D, Mills J, Colletti V. Límites psicofísicos del rendimiento auditivo: implicaciones en el diagnóstico de la hipoacusia. En: Paparella MM, Shumrick DA. *Otorrinolaringología, ciencias básicas y disciplinas afines* (2.<sup>a</sup> ed.), Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana;1982. p. 301-17.
- 94- Hall DE. *Musical acoustics*. Pacific Grove, California: Brooks/Cole Pub Co; 2002.
- 95- Zwicker E, Fastl H. On the development of the critical band. *J Acoust Soc Am* 1972;52:699-702.
- 96- Gfeller K, Witt S, Adamek M, Mehr M, et al. Effects of training on timbre recognition and appraisal by postlingually deafened cochlear implant recipients. *J Am Acad Audiol* 2002;13:132– 45.
- 97- McDermott HJ, McKay CM. Musical pitch perception with electrical stimulation of the cochlea. *J Acoust Soc Am* 1997;101(3):1622–31. [PubMed: 9069629][PMID: 9069629]
- 98- Moore BC, Carlyon RP. Perception of pitch by people with cochlear hearing loss and by cochlear implant users. In: Plack, CJ.; Oxenham, AJ.; Fay, RR., editors. *Pitch: Neural coding and perception*. Springer; New York (NY);2005. p. 234-77.

- 99- Lassaletta L, Castro A, Bastarrica M, et al. Does music perception have an impact on quality of life following cochlear implantation? *Acta Otolaryngologica* 2007;127:682-6.
- 100- Brown CJ, López SM, Hughes ML, Abbas PJ. Relationship between EABR thresholds and levels used to program the Clarion speech processor. *Ann. Otol Rhinol Laryngol* 1999;(108):50-57.
- 101- Abbas PJ, Brown CJ, Hughes ML, Hong SH. First International Symposium and Workshop. Objective measures in cochlear implantation. Nottingham, chapter Temporal response measures of evoked auditory nerve activity using the Nucleus C124M neural response telemetry;1998.
- 102- Zimmerling MJ, Boyd P, Bouzas JG, Dacosta JR. First International Symposium and Workshop. Objective measures in cochlear implantation, Nottingham, chapter Electrically evoked compound action potential (EAP) recording in Innerais patients: influence of electrode configuration;1998.
- 103- Stephan K, Welzl-Müller K. Post-operative stapedius reflex tests with simultaneous loudness scaling in patients supplied with cochlear implants. *Audiology* 2000;(39):13-18.
- 104- Hodges AW, Balkany TJ, Ruth RA, Lambert PR, Doland-Ash S, Schloffman JJ. Electrical middle ear muscle reflex: use in cochlear implant programming. *Otolaryngol Head Neck Surg* 1997;(117):255-261.
- 105- Galvin JJ, Fu QJ, Nogaki G. Melodic contour identification by cochlear implant listeners. *Ear Hear* 2007;28(3):302-319.
- 106- Sainz MA, de la Torre A, Roldán C, Ruiz JM, Vargas JL. Analysis of programming maps and its application for balancing multichannel cochlear implants. *International Journal of Audiology* 2003;(42):43-51.
- 107- Sainz MA, de la Torre A, Roldán C, Ruiz JM, Vargas JL. Analysis of electrical threshold and maximum comfortable levels in cochlear implanted

- patients. Application for programming the speech processor. *Ami Otol Rhinol Laryngol* 2002.
- 108- Sainz MA, de la Torre A, Roldán C, Ruiz JM, Vargas JL. 6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation. Evolution and stability of the programming parameters in the Combi40+ cochlear implant;2002.
- 109- Wilson B, Finley C, Lawson D, Wolford R, Eddington D, Rabinowitz W. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature* 1991;(352):236-238.
- 110- Loizou PC. Mimicking the human ear. *IEEE Signal Processing Magazine* 1998;101-130.
- 111- Dawson PW, Skok M, Clark GM. The effect of loudness imbalance between electrodes in cochlear implant users. *Ear Hear* 1997;(18):156-165.
- 112- Schmidt M, Griesser A. Long term stability of fitting parameters with the Combi 40. *The American Journal of Otology* 1997;(18):109-110.
- 113- Alton Everest, F. *The Master Handbook of Acoustics*, McGraw-Hill;2001.
- 114- Zwicker E, Fastl H. *Psychoacoustics: Facts and models*. Berlin. Springer; 1999.
- 115- Wier CC, Jesteadt W, Green PM. Frequency discrimination as a function of frequency and sensation level. *J Acoust Soc Am* 1977;61:178-184.
- 116- Gfeller K, Christ A, Knutson JF, Witt S, Murray KT, Tyler RS. Musical backgrounds, listening habits, and aesthetic enjoyment of adult cochlear implant recipients. *J Am Acad Audiol* 2000;11(7):390-406. [PubMed: 10976500][PMID: 10976500]
- 117- Tervaniemi M, Just V, Koelsch S, Widmann A, Schroeger E: Pitch discrimination accuracy in musicians vs. nonmusicians: an event-related potential and behavioral study. *Exp Brain Res* 2005;161:1-10.

- 118- Peretz I, Zatorre RJ: Brain organization for music processing. *Annu Rev Psychol* 2005;56:89-114.
- 119- Johnson DH. The relationship between spike rate and synchrony in responses of auditory-nerve fibers to single tones. *J Acoust Soc Am* 1980;68(4):1115-22. [PubMed: 7419827][PMID: 7419827]
- 120- Gil-Carcedo LM. El ruido y la música. Ed. Server-Cuesta. Real Acad Med Cir Valladolid;2005. p. 20-23.
- 121- Walin NL. *Biomusicology*. Pendragon Press. UK;1991.
- 122- Schulz E, Kerber M: Music perception with the MED-EL implants; in Hochmair-Desoyer IJ, Hochmaier ES (eds): *Advances in Cochlear Implants*. Vienna, Manz;1994. p. 326-32.
- 123- Kong YY, Cruz R, Jones JA, Zeng FG: Music perception with temporal cues in acoustic and electric hearing. *Ear Hear* 2004;25:173-185.
- 124- Fujita S, Ito J: Ability of nucleus cochlear implantees to recognize music. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1999;108:634-640.
- 125- Looi V, McDermott HJ, McKay CM, Hickson L: Pitch discrimination and melody recognition by cochlear implant users. *Int Congr Ser* 2004;1273:197-200.
- 126- McDermott HJ: Music perception with cochlear implants: a review. *Trends Amplif* 2004;8:49-82.
- 127- Brockmeier SJ, Nopp P, Vischer M, Baumgartner W, Stark T, Schoen F, Mueller J, Braunschweig T, Busch R, Getto M, Arnold W, Allum DJ: Correlation of speech and music perception in Combi 40/40+ users; in Kubo T, Takahashi Y, Iwaki T (eds): *Cochlear Implants: An Update*. The Hague, Kugler Publications;2002. p. 459-64.
- 128- Brockmeier SJ, Peterrein M, Lorens A, Vermeire K, Helbig S, Anderson I, Skarzynski H, Van de Heyning P, Gstoettner W, Kiefer J: Music Perception

- in Electric Acoustic Stimulation Users as Assessed by the Mu.S.I.C. Test. (eds): Cochlear Implants and Hearing Preservation. Adv Otorhinolaryngol. Basel, Karger 2010;(67):70-80.
- 129- Zng FG: Trends in cochlear implantation. Trends Amplif 2004;8:T1-T34.
- 130- Brockmeier SJ, Vermiere K, Grasmeder M, Helbig S, Lorens A, Searle O, Peterreins M, Kiefer J, Arnold W: Music perception of different CI users (unilateral, EAS, bimodal) and comparison to normal hearing subjects as assessed in the MuSIC test. Proceedings of the 9th International Conference on Cochlear Implants and Related Sciences, Vienna, Austria. Wien Med Wochenschr 2006;156(119):Z7–O4.
- 131- Grasmeder M, Lutman M: The identification of musical instruments through Nucleus cochlear implants. Cochlear Implants Int 2006;7:148-158.
- 132- Lassaletta L, Castro A, Bastarrica M, et al. Does music perception have an impact on quality of life following cochlear implantation? Acta Otolaryngol 2007;127:682-6.
- 133- Gantz BJ, Turner C, Gfeller KF, Lowder MW. Preservation of hearing in cochlear implant surgery: advantages of combined electrical and acoustical speech processing. Laryngoscope 2005;115:796-802.
- 134- Gfeller K, Witt S, Woodworth G, Mehr MA, Knutson J. Effects of frequency, instrumental family and cochlear implant type on timbre recognition and appraisal. Ann Otol Rhinol Laryngol 2002;111:349-56.
- 135- Gfeller K, Lansing CR. Melodic, rhythmic and timbral perception of adult cochlear implant users. J Speech Hear Res 1991;34:916-20.
- 136- Lassaletta L, Castro A, Bastarrica M, et al. Percepción y disfrute de la música en pacientes poslocutivos con implante coclear. Acta Otorrinolaringológica Esp 2008;59:228-34.

- 137- Brockmeier SJ, Peterreins M, Lorens A, et al. Music Perception in Electric Acoustic Stimulation Users as Assessed by the Mu.S.I.C. Test. *Adv Otorhinolaryngol* 2010;70-80.
- 138- Tyler RS, Gfeller K, Mehr MA. A preliminary investigation comparing one and eight channels at slow rates on musical appraisal in adults with cochlear implants. *Cochlear Implants International* 2000;82-7.
- 139- Abdi S, Kalessi MH, Khorsandi M, Gholami B. Introducing music as a means of rehabilitation for children with cochlear implants. *Int J Pediatric Otorhynolaringol* 2001;59:105-13.
- 140- Fujita S, Ito J. Ability of Nucleus Cochlear Implants to recognize music. *Ann Otol Rhinol Laryngol* 1999;108:634-40.

## **VIII. RELACIÓN DE ABREVIATURAS**



<b>Término</b>	<b>Definición</b>
Estimulación acústica	Estimulación auditiva realizada mediante Audífono (prótesis auditiva)
Estimulación eléctrica	Estimulación auditiva a través de Implante Coclear
Estimulación bimodal	Estimulación mixta: eléctrica en un oído y acústica en oído contralateral.
Estrategia de codificación SPEAK	Estrategia Pulsátil Intercalada. Spectral Peak Strategy.
Estrategia de codificación ACE	Codificador Combinado Avanzado. Advanced Combination Encoding.
Estrategia de codificación CIS	Muestreo Intercalado Continuo

<b>Abreviatura</b>	<b>Definición</b>
A	Audífono
ATL	Audiometría Tonal Liminar
C-level	Máximo nivel de comodidad
CAE	Conducto Auditivo Externo
CCE	Células ciliadas externas
CCI	Células ciliadas internas
dB	Decibelios
Hz	Hercios
IC	Implante Coclear
IC+A	Implante coclear y audífono contralateral
ICB	Implante Coclear Bilateral
ICU	Implante Colear Unilateral
kHz	Kilohercios
ID	Identificación del participante
LA	Logoaudiometría

Abreviatura	Definición
MAPA	Programa grabado en el procesador
$\mu\text{v}$	Microvoltio
NRT	Telemetría de respuesta neural
OD	Oído derecho
OI	Oído izquierdo
OMS	Organización Mundial de la Salud
Pa	Pascal
PITCH	Altura del tono de un sonido
PPS	Pulsaciones por segundo
RMS	Root Means Square
SNR	Relación señal ruido
SPL	Nivel de presión sonora
T-level	Mínimo umbral auditivo
THD	Distorsión armónica total
THD + N	Distorsión armónica total mas ruido
WAV	Formato para almacenar sonido en archivos

## **IX. ÍNDICE DE TABLAS**



**Tabla**

1.	Rangos frecuenciales de la voz y de instrumentos musicales de la fundamental y sus armónicos.
2.	Representación del manejo de las asignaciones frecuenciales en los diferentes canales del implante coclear.
3.	Descriptiva de la edad y edad de inicio de la hipoacusia. Umbral campo libre y logaudiometría previa a la prótesis. Tiempo de uso de la prótesis en años.
4.	Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de instrumentos en pacientes con ICU.
5.	Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de escala tonal en pacientes con ICU.
6.	Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de instrumentos en pacientes con ICB.
7.	Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de escala tonal en pacientes con ICB.
8.	Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de instrumentos en pacientes con IC+A.
9.	Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de escala tonal en pacientes con IC+A.
10.	Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de armónicos y pitch en los tres grupos ICU, ICB, IC+A.
11.	Estudio de la variable ¿frecuencia con la que escucha y/o ha escuchado música?.
12.	Estudio de la variable ¿papel que jugó/juega la música en su vida?.
13.	Estudio de la variable ¿cómo suena la música con su implante coclear?.
14.	Estudio de la variable ¿toca o ha tocado algún instrumento musical?.
15.	Reconocimiento de frecuencias graves y agudas. Formación en audición musical.
16.	Estudio de la variable ¿qué elementos musicales puede oír?.
17.	Estudio de la variable ¿por qué escucha música?.
18.	Frecuencia de respuestas y porcentajes a la variable ¿por qué escucha música?.



## **X. ÍNDICE DE GRÁFICOS**



## Gráfico

1. Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de instrumentos en pacientes con ICU.
2. Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de escala tonal en pacientes con ICU.
3. Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de instrumentos en pacientes con ICB.
4. Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de escala tonal en pacientes con ICB.
5. Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de instrumentos en pacientes con IC+A.
6. Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de escala tonal en pacientes con IC+A.
7. Programación estándar vs. Programación frecuencial en el reconocimiento de armónicos y pitch en los tres grupos ICU, ICB, IC+A.
8. Estudio de la variable ¿frecuencia con la que escucha y/o ha escuchado música?.
9. Estudio de la variable ¿papel que jugó/juega la música en su vida?
10. Estudio de la variable ¿cómo suena la música con su implante coclear?.
11. Estudio de la variable ¿toca o ha tocado algún instrumento musical?.



## **XI. ÍNDICE DE FIGURAS**



**Figura**

1. Anatomía del oído humano.
2. Interior del laberinto óseo izquierdo.
3. Sección de la segunda vuelta del caracol. Tinción de Mallory.
4. Microfotografía de una sección de una de las espiras de la cóclea (Órgano de Corti).
5. Micrografía de las células ciliadas.
6. Puntos de máxima estimulación en la cóclea para distintas frecuencias.
7. Representación de los pasos que sigue el sonido hasta llegar a los canales del implante coclear.
8. Curvas isofónicas de Fletcher-Munson.
9. Panel de reconocimiento de instrumentos.
10. Panel reconocimiento del tono (pitch rank 12 semitonos).
11. Panel reconocimiento de escalas de tono.
12. Panel reconocimiento de escalas de armónicos.
13. Esquema de implante Nucleus 24.
14. Imagen del analizador de espectro de audio SpectraLAB.
15. Representación de la variación de la altura tonal en función de la presión sonora y para cuatro frecuencias diferentes.
16. Modo de aparición de la hipoacusia.



## **XII. ANEXOS**



ID: | | | | - | C | | - | | |

**FORMULARIO DE SEGUIMIENTO (Anexo I)**

Visita	Tarea	Realizado
Fecha 1ª visita ____/____/____	Criterios de inclusión.	
	Información y firma de Consentimiento Informado.	
	Historial otológico, audiológico y audioprotésico.	
	Logaudiometría con y sin prótesis auditiva.	
	Audiometría tonal sin prótesis.	
Fecha 2ª visita ____/____/____	MAPA estable estándar	
	Entrega del "Cuestionario de música de Munich"	
	TEST MACarena. Reconocimiento instrumentos y patrones musicales	
	Programación frecuencial	
Fecha 3ª visita ____/____/____	MAPA estable frecuencial	
	Se recoge "Cuestionario de música de Munich"	
	TEST MACarena. Reconocimiento instrumentos y patrones musicales	

ID: | | | | - | C | | - | | |

Fec. Selección: | | | - | | | - | | |

**FORMULARIO CRITERIOS DE INCLUSIÓN (Anexo II)**

<b>Criterios Generales:</b>	cumple
>=18 años.	
Hipoacusia bilateral postlingual.	
Promedio umbrales audiometría tonal > 60 dB.	
Ausencia de patología retrococlear sin trastornos del procesamiento auditivo central.	
Consentimiento de participación en la evaluación.	

<b>Criterios Específicos:</b>	
<b>Implante coclear unilateral</b>	
> 50 % de comprensión del habla para frases con IC en silencio, sin lectura labial a 65 dB HL.	
>= 18 Canales activados	
Estrategia ACE ó SPEAK	
Velocidad de estímulo >= 900 Hz	
MAPA estable.	

<b>Implante coclear bilateral</b>	
> 50 % de comprensión del habla para frases con IC en silencio, sin lectura labial a 65 dB HL.	
>= 18 Canales activados	
Estrategia ACE ó SPEAK	
Velocidad de estímulo >= 900 Hz	
MAPA estable.	

<b>Implante coclear y audífono en oído contralateral</b>	
> 50 % de comprensión del habla para frases con IC y Audífono, en silencio, sin lectura labial a 65 dB HL.	
>= 18 Canales activados	
Estrategia ACE ó SPEAK	
Velocidad de estímulo >= 900 Hz	
MAPA estable.	
Uso continuo de la prótesis auditiva.	

ID: | | | | - | C | | - | | |

Fecha selección: / /

Género:  femenino  masculino

Edad: | | | años

**PERFIL OTOLÓGICO Y AUDIOLÓGICO (Anexo III)**

ETIOLOGIA HIPOACUSIA: (marcar causa primaria)

OD	OI	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	familiar
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	meningitis
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	menier
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	exposición a ruido
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	tumoral
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	enfermedades degenerativas
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	otoesclerosis
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	ototóxicos
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	traumatismo
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	infecciosa
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	neuropatía auditiva
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	viral
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	metabólicas
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	desconocida
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	otra (especifique)
OD _____		
OI _____		

EDAD DE INICIO: OD | | | años OI | | | años

MODO DE APARICIÓN: OD OI

súbita

progresiva

ACÚFENOS: presente  no presente

OD OI ambos NO

descripción: \_\_\_\_\_

ANTERIOR PROTESIS AUDITIVA:

OD	OI	
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	A
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	IC
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	ninguna

PRÓTESIS AUDITIVA EN USO:

OD	OI	tiempo de uso:
A	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> A       años       meses
IC	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> IC       años       meses
ninguna <input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/> ninguna	

categoría participante : C1  C2  C3

AUDIFONO:

	OD	OI
Tipo:	RETRO <input type="checkbox"/>	RETRO <input type="checkbox"/>
	IA <input type="checkbox"/>	IA <input type="checkbox"/>
Programa en uso:	_____	_____
Sistema FM	si <input type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/>	si <input type="checkbox"/> no <input type="checkbox"/>
Micrófono:	direccional <input type="checkbox"/>	direccional <input type="checkbox"/>
	omni <input type="checkbox"/>	omni <input type="checkbox"/>
	bi <input type="checkbox"/>	bi <input type="checkbox"/>

IMPLANTE COCLEAR:

	OD	OI
Tipo y modelo:	_____	_____
Electrodos activos:		
Procesador:	_____	_____
Estrategia de codificación:	_____	
Programa en uso:	_____	_____
Parámetros:	sensibilidad <input type="checkbox"/>	sensibilidad <input type="checkbox"/>

Investigador: \_\_\_\_\_

Fecha: / /

ID: | | | | - | C | | - | | |

**PRUEBAS AUDIOLÓGICAS (Anexo IV)**

Audiometría Tonal (previa al equipamiento) Fecha: / /

250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	8000 Hz	Oído Derecho
<input type="text"/>						
<input type="checkbox"/> UP						
250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	8000 Hz	Oído Izquierdo
<input type="text"/>						
<input type="checkbox"/> UP						

Audiometría Tonal a Campo Libre (con prótesis auditivas)

OD	OI				
A <input type="checkbox"/> IC <input type="checkbox"/>	A <input type="checkbox"/> IC <input type="checkbox"/>				
250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	8000 Hz
<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>	<input type="text"/>
<input type="checkbox"/> UP	<input type="checkbox"/> UP	<input type="checkbox"/> UP	<input type="checkbox"/> UP	<input type="checkbox"/> UP	<input type="checkbox"/> UP

Logaudiometría a campo libre (con prótesis auditivas)

Porcentaje de discriminación de frases cotidianas - Test Audiológico II Protocolo de Navarra - en silencio, sin lectura labial a 65 dB HL.

- |              |   |     |
|--------------|---|-----|
| Lista nº 5-6 | 1. Hay sitios en la cocina para una nueva mesa                | (5) |
|              | 2. ¿Qué has estado haciendo todo el tiempo?                   | (5) |
|              | 3. Mira, tienes la cara manchada de chocolate                 | (5) |
|              | 4. El traje verde hay que lavarlo y plancharlo                | (5) |
|              | 5. La musica me pone contenta y bailo sin parar               | (5) |
|              | 6. Pon el bizcocho en el horno rápido una hora                | (5) |
|              | 7. Los niños comieron muchas manzanas y se pusieron enfermos  | (5) |
|              | 8. Puedes coger el autobús en la calle de enfrente            | (5) |
|              | 9. No quiero ir al cine, hace frio                            | (5) |
|              | 10. Yo te recogeré luego en casa de los abuelos               | (5) |
|              | 11. Como te duelen los dientes, vete ahora al dentista        | (5) |
|              | 12. ¿Dónde está el perro?, no lo encuentro                    | (5) |
|              | 13. ¿Has estado trabajando tarde en la oficina?               | (5) |
|              | 14. Llámame por teléfono y cuéntale las noticias              | (5) |
|              | 15. Lo pensaré, es un problema importante                     | (5) |
|              | 16. No des más vueltas, te vas a marear                       | (5) |
|              | 17. Nosotros vivimos a pocos kilómetros de la calle principal | (5) |
|              | 18. Mi hermano irá a la ciudad a trabajar la semana próxima   | (5) |
|              | 19. Se acabó el tiempo de juego esta tarde                    | (5) |
|              | 20. ¿Cómo te llamas tú?                                       | (5) |

correctas   
 %

Investigador:

Fecha: / /

ID: | | | | - | C | | - | | |

## CUESTIONARIO MÚSICA DE MÜNICH (Anexo V)

Por favor marque todos los dispositivos que usted use

	IC derecho
	Audífono derecho
	IC/DUET derecho

	IC izquierdo
	Audífono izquierdo
	IC/DUET izquierdo

<b>1.</b>	<b>¿Con qué frecuencia escucha y/o ha escuchado música? Por favor, marque con un círculo la respuesta pertinente.</b>
	¿Con qué frecuencia escuchaba música antes de perder audición? A menudo    10      9      8      7      6      5      4      3      2      1      Nunca
	¿Con qué frecuencia escuchaba música con su pérdida auditiva previamente a recibir su implante coclear (IC)? A menudo    10      9      8      7      6      5      4      3      2      1      Nunca
	¿Con qué frecuencia escucha música ahora, tras recibir su IC? A menudo    10      9      8      7      6      5      4      3      2      1      Nunca

<b>2.</b>	<b>¿Qué papel jugó/juega la música en su vida? Por favor, marque con un círculo la respuesta pertinente.</b>
	¿Antes de su pérdida auditiva? Un gran papel    10      9      8      7      6      5      4      3      2      1      Ninguno
	¿Con su pérdida auditiva antes de recibir su implante coclear (iC)? Un gran papel    10      9      8      7      6      5      4      3      2      1      Ninguno
	¿Ahora, desde que recibió su iC? Un gran papel    10      9      8      7      6      5      4      3      2      1      Ninguno

<b>3.</b>	<b>Cuando escucha/escuchaba música, ¿Cuánto tiempo le dedicaba?</b>				
Antes de perder la audición	Menos de 30 minutos	de 30 minutos a 1 hora	de 1 hora a 2 horas	Más de 2 horas	todo el día
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Con su pérdida auditiva antes de recibir su IC	Menos de 30 minutos	de 30 minutos a 1 hora	de 1 hora a 2 horas	Más de 2 horas	todo el día
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
Ahora, desde que recibió su IC	Menos de 0 minutos	de 30 minutos a 1 hora	de 1 hora a 2 horas	Más de 2 horas	todo el día
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

<b>4.</b>	<b>En general ¿Cómo suena la música con su implante coclear? Por favor marque con un círculo la respuesta pertinente</b>											
	Natural	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Antinatural
	Agradable	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Desagradable
	Diferente	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Poco diferente
	Poco metálica	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Muy metálica
	Un poco resonante	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Muy resonante

<b>5.</b>	<b>¿Conecta normalmente la música a su procesador de voz de forma directa? (por ejemplo, usando la entrada de jack que se conecta al equipo de audio como reproductores de MP3)</b>	
	<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> No

<b>6.</b>	<b>¿Cómo percibe la música?</b>		
	En un segundo plano <input type="checkbox"/>	Como mi único centro de atención /sin distracción <input type="checkbox"/>	Ambos <input type="checkbox"/>

<b>7.</b>	<b>¿Por qué escucha música? Por favor marque todas las respuestas pertinentes.</b>			
	Por placer <input type="checkbox"/>	Razones profesionales <input type="checkbox"/>	Satisfacción emocional <input type="checkbox"/>	Para relajarme <input type="checkbox"/>
	Para animarme <input type="checkbox"/>	Para estar despierto <input type="checkbox"/>	Para bailar <input type="checkbox"/>	

<b>8.</b>	<b>Si escucha música con su IC ¿Cuándo comenzó a escuchar música de forma regular tras recibir su IC?</b>			
	Directamente tras la 1ª programación <input type="checkbox"/>	Después de 1 semana <input type="checkbox"/>	Después de 1 mes <input type="checkbox"/>	Después de 3 meses <input type="checkbox"/>
	Después de 6 meses <input type="checkbox"/>	Después de 1 año <input type="checkbox"/>	Después de 2 años <input type="checkbox"/>	Más tarde <input type="checkbox"/>

<b>9.</b>	<b>¿Qué prefiere escuchar, un único instrumento o una orquesta/banda?</b>		
	Un solo de instrumento <input type="checkbox"/>	orquesta / banda <input type="checkbox"/>	sin preferencias <input type="checkbox"/>

<b>10.</b>	<b>Si escucha música ¿Qué elementos musicales puede oír?</b>					
	Tonos agradables, pero no la melodía	<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> NO	El ritmo	<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> NO
	solo tonos desagradables	<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> NO	La melodía	<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> NO

<b>11.</b>	<b>¿Puede distinguir entre notas graves y agudas?</b>	
	<input type="checkbox"/> Sí	<input type="checkbox"/> NO

<b>12.</b>	<b>¿Qué instrumentos puede distinguir bien? Por favor marque todas las respuestas pertinentes.</b>				
	Violín <input type="checkbox"/>	Flauta <input type="checkbox"/>	Trompeta <input type="checkbox"/>	Tuba <input type="checkbox"/>	Piano <input type="checkbox"/>
	Trompa <input type="checkbox"/>	Violonchelo <input type="checkbox"/>	Xilófono <input type="checkbox"/>	Trombón <input type="checkbox"/>	Acordeón <input type="checkbox"/>
	Arpa <input type="checkbox"/>	Batería <input type="checkbox"/>	Guitarra <input type="checkbox"/>	Saxofón <input type="checkbox"/>	
	Cualquier instrumento de cuerda <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de teclas <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de viento <input type="checkbox"/>	Instrumento que no ha sido nombrado <input type="checkbox"/>	

<b>13.</b>	<b>¿Qué instrumentos le gusta escuchar? Por favor, revise todas las respuestas pertinentes.</b>				
	Violín <input type="checkbox"/>	Flauta <input type="checkbox"/>	Trompeta <input type="checkbox"/>	Tuba <input type="checkbox"/>	Piano <input type="checkbox"/>
	Trompa <input type="checkbox"/>	Violonchelo <input type="checkbox"/>	Xilófono <input type="checkbox"/>	Trombón <input type="checkbox"/>	Acordeón <input type="checkbox"/>
	Arpa <input type="checkbox"/>	Batería <input type="checkbox"/>	Guitarra <input type="checkbox"/>	Saxofón <input type="checkbox"/>	
	Cualquier instrumento de cuerda <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de teclas <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de viento <input type="checkbox"/>	Instrumento que no ha sido nombrado <input type="checkbox"/>	

14. ¿Dónde escuchaba o escucha música actualmente? Por favor, marque todas las respuestas pertinentes.				
	Antes de perder la audición	En la radio de casa <input type="checkbox"/>	En la radio del coche <input type="checkbox"/>	En eventos sociales <input type="checkbox"/>
		En la televisión <input type="checkbox"/>	LP/CD/MC/MP3 <input type="checkbox"/>	En instituciones religiosas <input type="checkbox"/>
	Con su pérdida auditiva antes de recibir su IC	En la radio de casa <input type="checkbox"/>	En la radio del coche <input type="checkbox"/>	En eventos sociales <input type="checkbox"/>
		En la televisión <input type="checkbox"/>	LP/CD/MC/MP3 <input type="checkbox"/>	En instituciones religiosas <input type="checkbox"/>
	Ahora, desde que recibió su IC	En la radio de casa <input type="checkbox"/>	En la radio del coche <input type="checkbox"/>	En eventos sociales <input type="checkbox"/>
		En la televisión <input type="checkbox"/>	LP/CD/MC/MP3 <input type="checkbox"/>	En instituciones religiosas <input type="checkbox"/>

15. ¿Qué género musical suele escuchar? Por favor, marque todas las respuestas pertinentes.					
	Antes de perder la audición	Música clásica <input type="checkbox"/>	Ópera/Operetta <input type="checkbox"/>	Música religiosa <input type="checkbox"/>	Folclórica/Country <input type="checkbox"/>
		Pop <input type="checkbox"/>	Rock <input type="checkbox"/>	Jazz/Blues <input type="checkbox"/>	Música de baile <input type="checkbox"/>
	Con su pérdida auditiva antes de recibir su IC	Música clásica <input type="checkbox"/>	Ópera/Operetta <input type="checkbox"/>	Música religiosa <input type="checkbox"/>	Folclórica/Country <input type="checkbox"/>
		Pop <input type="checkbox"/>	Rock <input type="checkbox"/>	Jazz/Blues <input type="checkbox"/>	Música de baile <input type="checkbox"/>
	Ahora, desde que recibió su IC	Música clásica <input type="checkbox"/>	Ópera/Operetta <input type="checkbox"/>	Música religiosa <input type="checkbox"/>	Folclórica/Country <input type="checkbox"/>
		Pop <input type="checkbox"/>	Rock <input type="checkbox"/>	Jazz/Blues <input type="checkbox"/>	Música de baile <input type="checkbox"/>

<b>16.</b>	<b>¿Cuál es su valoración a la hora de escuchar música ahora? Por favor, marque con un círculo la respuesta pertinente.</b>												
	Música clásica												
	Gran placer	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Ningún placer	
	Ópera/opereta												
	Gran placer	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Ningún placer	
	Música religiosa												
	Gran placer	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Ningún placer	
	Música country/folclórica												
	Gran placer	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Ningún placer	
	Pop												
	Gran placer	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Ningún placer	
	Rock												
	Gran placer	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Ningún placer	
	Jazz/Blues												
	Gran placer	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Ningún placer	
	Música de baile												
	Gran placer	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Ningún placer	

<b>17.</b>	<b>¿Toca algún instrumento o lo ha tocado en algún momento? Por favor, marque con un círculo la respuesta pertinente.</b>												
	¿Cuándo era niño?												
	A menudo	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Nunca	
	¿Antes de perder la audición?												
	A menudo	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Nunca	
	¿Con su pérdida auditiva previo al implante coclear?												
	A menudo	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Nunca	
	¿Ahora, desde que recibió su IC?												
	A menudo	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Nunca	

**Si no toca instrumentos y nunca lo ha hecho, por favor, salte la pregunta 18 y siga en la 19.**

<b>18.</b>	<b>¿Qué instrumento(s) ha tocado o toca en este momento? Por favor, marque todas las respuestas pertinentes.</b>			
<b>Cuando era niño</b>				
Flauta travesera <input type="checkbox"/>	Flauta <input type="checkbox"/>	Instrumento de metal <input type="checkbox"/>	Clarinete <input type="checkbox"/>	
Piano <input type="checkbox"/>	Teclado <input type="checkbox"/>	Acordeón <input type="checkbox"/>	Guitarra <input type="checkbox"/>	
Violín <input type="checkbox"/>	Percusión <input type="checkbox"/>	Saxofón <input type="checkbox"/>		
Cualquier instrumento de cuerda <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de teclas <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de viento <input type="checkbox"/>	Un instrumento que no se ha nombrado <input type="checkbox"/>	
<b>Antes de perder la audición</b>				
Flauta travesera <input type="checkbox"/>	Flauta <input type="checkbox"/>	Instrumento de metal <input type="checkbox"/>	Clarinete <input type="checkbox"/>	
Piano <input type="checkbox"/>	Teclado <input type="checkbox"/>	Acordeón <input type="checkbox"/>	Guitarra <input type="checkbox"/>	
Violín <input type="checkbox"/>	Percusión <input type="checkbox"/>	Saxofón <input type="checkbox"/>		
Cualquier instrumento de cuerda <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de teclas <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de viento <input type="checkbox"/>	Un instrumento que no se ha nombrado <input type="checkbox"/>	
<b>Con su pérdida auditiva antes de recibir su IC</b>				
Flauta travesera <input type="checkbox"/>	Flauta <input type="checkbox"/>	Instrumento de metal <input type="checkbox"/>	Clarinete <input type="checkbox"/>	
Piano <input type="checkbox"/>	Teclado <input type="checkbox"/>	Acordeón <input type="checkbox"/>	Guitarra <input type="checkbox"/>	
Violín <input type="checkbox"/>	Percusión <input type="checkbox"/>	Saxofón <input type="checkbox"/>		
Cualquier instrumento de cuerda <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de teclas <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de viento <input type="checkbox"/>	Un instrumento que no se ha nombrado <input type="checkbox"/>	
<b>Ahora, desde que recibió su IC</b>				
Flauta travesera <input type="checkbox"/>	Flauta <input type="checkbox"/>	Instrumento de metal <input type="checkbox"/>	Clarinete <input type="checkbox"/>	
Piano <input type="checkbox"/>	Teclado <input type="checkbox"/>	Acordeón <input type="checkbox"/>	Guitarra <input type="checkbox"/>	
Violín <input type="checkbox"/>	Percusión <input type="checkbox"/>	Saxofón <input type="checkbox"/>		
Cualquier instrumento de cuerda <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de teclas <input type="checkbox"/>	Cualquier instrumento de viento <input type="checkbox"/>	Un instrumento que no se ha nombrado <input type="checkbox"/>	

<b>19.</b>	<b>¿Canta o ha cantado alguna vez? Por favor, marque con un círculo la respuesta pertinente.</b>											
	Antes de perder la audición											
	A menudo	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Nunca
	Con su pérdida auditiva antes de recibir su IC											
	A menudo	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Nunca
	Ahora, desde que recibió su IC											
	A menudo	10	9	8	7	6	5	4	3	2	1	Nunca

***Si no canta ni canto nunca, por favor salte la pregunta 20 y 21 y continúe con la 22.***

<b>20.</b>	<b>Si canta o cantó alguna vez, indique dónde. Por favor, marque todas las respuestas pertinentes.</b>					
Antes de perder la audición	En un coro	<input type="checkbox"/>	En otro grupo	<input type="checkbox"/>	En casa, para mí mismo	<input type="checkbox"/>
	En el coche	<input type="checkbox"/>	En instituciones religiosas	<input type="checkbox"/>	Con amigos	<input type="checkbox"/>
Con su pérdida auditiva antes de recibir su IC	En un coro	<input type="checkbox"/>	En otro grupo	<input type="checkbox"/>	En casa, para mí mismo	<input type="checkbox"/>
	En el coche	<input type="checkbox"/>	En instituciones religiosas	<input type="checkbox"/>	Con amigos	<input type="checkbox"/>
Ahora, desde que recibió su IC	En un coro	<input type="checkbox"/>	En otro grupo	<input type="checkbox"/>	En casa, para mí mismo	<input type="checkbox"/>
	En el coche	<input type="checkbox"/>	En instituciones religiosas	<input type="checkbox"/>	Con amigos	<input type="checkbox"/>

<b>21.</b>	<b>Si canta o cantó alguna vez, indique el estilo. Por favor, marque todas las respuestas pertinentes.</b>							
Antes de perder la audición	Música folclórica	<input type="checkbox"/>	Música clásica	<input type="checkbox"/>	Canciones de navidad	<input type="checkbox"/>	Jazz/Blues	<input type="checkbox"/>
	Música religiosa	<input type="checkbox"/>	Ópera/opereta	<input type="checkbox"/>	Canciones de niños	<input type="checkbox"/>	Pop/Rock	<input type="checkbox"/>
Con su pérdida auditiva antes de recibir su IC	Música folclórica	<input type="checkbox"/>	Música clásica	<input type="checkbox"/>	Canciones de navidad	<input type="checkbox"/>	Jazz/Blues	<input type="checkbox"/>
	Música religiosa	<input type="checkbox"/>	Ópera/opereta	<input type="checkbox"/>	Canciones de niños	<input type="checkbox"/>	Pop/Rock	<input type="checkbox"/>
Ahora, desde que recibió su IC	Música folclórica	<input type="checkbox"/>	Música clásica	<input type="checkbox"/>	Canciones de navidad	<input type="checkbox"/>	Jazz/Blues	<input type="checkbox"/>
	Música religiosa	<input type="checkbox"/>	Ópera/opereta	<input type="checkbox"/>	Canciones de niños	<input type="checkbox"/>	Pop/Rock	<input type="checkbox"/>

22.	¿Recibió alguna educación musical fuera de la escuela (Clases de canto y/o de algún instrumento)?
	<input type="checkbox"/> Sí <span style="margin-left: 200px;"><input type="checkbox"/> No</span>

***Si no recibió educación musical, por favor salte la pregunta 23 y continúe con la 24.***

23.	¿Durante cuánto tiempo recibió formación musical fuera de la escuela (clases de canto y/o instrumento)?
	<input type="checkbox"/> Menos de 3 años <span style="margin-left: 150px;"><input type="checkbox"/> Más de 3 años</span>

24.	¿Ha practicado la audición de música con su implante?
	<input type="checkbox"/> Sí <span style="margin-left: 200px;"><input type="checkbox"/> No</span>

***Si no ha practicado la audición de música con su implante, por favor salte la pregunta 25.***

25.	¿Cómo ha practicado la audición de música con su implante?	
	He escuchado música familiar repetidamente <input type="checkbox"/>	He leído y tocado música <input type="checkbox"/>
	He escuchado música desconocida repetidamente <input type="checkbox"/>	He tocado música familiar repetidamente sin leer la música <input type="checkbox"/>
	He escuchado y leído música <input type="checkbox"/>	He trabajado la audición de música en mi rehabilitación <input type="checkbox"/>
	Tomé lecciones de música <input type="checkbox"/>	

***Gracias por su colaboración.***



## Servicio Canario de la Salud

COMPLEJO HOSPITALARIO  
UNIVERSITARIO INSULAR-  
MATERNO INFANTIL

### COMITÉ ETICO DE INVESTIGACIÓN CLINICA DEL COMPLEJO HOSPITALARIO UNIVERSITARIO INSULAR MATERNO INFANTIL.

Alicia Díez del Pino, Secretaria del Comité Ético Investigación Clínica del Complejo Hospitalario Materno Insular,

#### **C E R T I F I C A:**

Que este Comité, en la sesión celebrada el 11 de Junio de 2010, ha evaluado el estudio de investigación titulado:

**"Estudio** del reconocimiento auditivo musical y melódico en paciente con implante coclear"

Y considera que:

Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.

La capacidad del investigador principal, Dr. D. Juan Carlos Falcón González. Enfermero. Unidad de Hipoacusia, Servicio de Otorrinolaringología del Complejo Hospitalario Universitario Insular Materno Infantil de Canarias

Son adecuados tanto el procedimiento para obtener el consentimiento informado como la compensación prevista para los sujetos por daños que pudieran derivarse de su participación en el estudio.

El alcance de las compensaciones previstas no interfiere con el respeto a los postulados éticos.

Lo que firmo en Las Palmas de Gran Canaria a, Once de Junio de Dos mil Diez.

CEIC-CHMI-452

