



UNIVERSIDAD DE LAS PALMAS DE GRAN CANARIA

DEPARTAMENTO DE CIENCIAS MÉDICAS Y QUIRÚRGICAS

PROGRAMA DE DOCTORADO:

**PATOLOGÍA QUIRÚRGICA, REPRODUCCIÓN HUMANA Y FACTORES
PSICOLÓGICOS Y EL PROCESO DE ENFERMAR**

**RECONOCIMIENTO DE LA PALABRA EN
IMPLANTADOS COCLEARES CON
PROGRAMACIÓN FRECUENCIAL**

TESIS DOCTORAL

PRESENTADA POR D^a. ROCÍO GONZÁLEZ AGUADO

DIRIGIDA POR EL PROF. DR. ÁNGEL RAMOS MACÍAS

CODIRIGIDA POR EL PROF. DR. JUAN CARLOS FALCÓN GONZÁLEZ

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 29 de julio de 2014, tomó el acuerdo de dar el consentimiento para su tramitación, a la tesis doctoral titulada "Reconocimiento de la palabra en implantados cocleares con programación frecuencial", presentada por el/la doctorando/a, Don/Doña: Rocío González Aguado y dirigida por los doctores, Don Ángel Ramos Macías, Don Juan Carlos Falcón González.

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 veintinueve de julio de dos mil catorce.



AGRADECIMIENTOS

En primer lugar quiero agradecer la ayuda prestada a mi director, el Dr. Ángel Ramos y a mi codirector el Dr. Juan Carlos Falcón ya que sin ellos esto no habría sido posible.

Por otro lado no me quiero olvidar de todos mis compañeros del Hospital Insular por aguantar mis alegrías y mis penas en los dos años de trabajo. A mi “pequeña yo”, la Dra. Gloria Guerra y a mi “hermanita” la Dra. Camargo, ellas siempre han tenido palabras de aliento en los días difíciles, os quiero mucho.

A mis actuales compañeros del Hospital Marqués de Valdecilla, en especial a los doctores Ángel Mazón y Sergio Obeso, por la inestimable ayuda en el sprint final de la tesis, sin vosotros no habría podido reorganizar mis ideas.

A lo más importante que tengo, a mis padres, por inculcarme el valor del sacrificio personal y como ser feliz en el día a día persiguiendo tu sueño, sea cual sea, con independencia de la recompensa que vayas a obtener.

A Oswaldo por ser el mejor compañero de viaje, por ser capaz de soportar la realización de una tesis y ayudarme en los malos momentos.

A todos mis amigos por seguir ahí a pesar de mis “encerronas” y ausencias, todo ha sido por una buena causa.

En definitiva, a todas las personas que de una forma u otra han contribuido a animarme en este proyecto (incluidos los pacientes).

Muchas gracias a todos.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	11
1.1 SONIDO Y AUDICIÓN	13
1.2 ANATOMÍA DEL OÍDO	14
1.2.1 OÍDO EXTERNO	14
1.2.2 OÍDO MEDIO	16
1.2.3 OÍDO INTERNO	20
1.3 FISIOLÓGÍA DEL OÍDO	26
1.3.1 OÍDO EXTERNO	27
1.3.2 OÍDO MEDIO	27
1.3.3 OÍDO INTERNO	30
1.4 VIAS Y CENTROS DE LA AUDICIÓN	38
1.4.1 VÍA AUDITIVA ASCENDENTE	39
1.4.2 VÍA AUDITIVA DESCENDENTE	42
1.5 CONCEPTUALIZACIÓN	43
1.5.1 LA HIPOACUSIA	43
1.5.2 EL AUDÍFONO	47
1.5.3 EL IMPLANTE COCLEAR	51
1.5.4 PSICOACÚSTICA	60
2 JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS	67
2.1 HIPÓTESIS	70
2.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	70
3 MATERIAL Y MÉTODO	71
3.1 DISEÑO DEL ESTUDIO	73
3.2 PERIODO DEL ESTUDIO	73
3.3 ÁMBITO DEL ESTUDIO	73
3.4 PACIENTES	73
3.4.1 CRITERIOS DE ELEGIBILIDAD	73
3.5 RECOGIDA DE INFORMACIÓN	74
3.5.1 HISTORIA CLÍNICA	74
3.5.2 PRUEBAS AUDIOLÓGICAS (ANEXO IV)	74
3.5.3 IMPLANTE Y PROGRAMACIÓN	77

3.5.4	PROGRAMACIÓN FRECUENCIAL	83
3.6	ANÁLISIS DE DATOS	88
4	RESULTADOS	91
4.1	DESCRIPCIÓN DE LA POBLACIÓN	93
4.2	ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS	93
4.2.1	DATOS COMPARATIVOS ENTRE EL RECONOCIMIENTO DE LA PALABRA CON PROGRAMACIÓN CONVENCIONAL FRENTE A LA POSTERIOR PROGRAMACIÓN FRECUENCIAL.	93
4.2.2	DATOS COMPARATIVOS ENTRE EL RECONOCIMIENTO DE LA PALABRA CON PROGRAMACIÓN CONVENCIONAL FRENTE A LA POSTERIOR PROGRAMACIÓN FRECUENCIAL DIVIDIDOS EN DOS GRUPOS: IMPLANTADOS UNILATERALES (26 PACIENTES) FRENTE A IMPLANTADOS BILATERALES (21 PACIENTES)	96
5	DISCUSIÓN	103
6	CONCLUSIONES	111
7	BIBLIOGRAFÍA	115
8	ÍNDICE DE FIGURAS	131
9	ÍNDICE DE GRÁFICOS	135
10	COMUNICACIONES DERIVADAS DE ESTE TRABAJO	143
11	ANEXOS	147

1 INTRODUCCIÓN

Es sabido de la importancia de la audición para el ser humano a lo largo de la historia, ya que gracias a ella, hemos podido desarrollar de forma natural y espontánea un lenguaje que nos convierte en seres capaces de comunicarnos.

Su pérdida total o parcial (hipoacusia) no es sólo un problema médico, sería un grave error verlo de esta forma, es un problema social y cultural que afecta a personas de cualquier edad y está catalogada como la alteración sensorial más frecuente en el hombre. Sabemos que afecta al 20% de la población general, teniendo en cuenta que el mayor pico de incidencia se encuentra en los mayores de 70 años (afectando a un 30%), y aún así se piensa que está infraestimado este porcentaje.

La incidencia de hipoacusia neurosensorial profunda es de 1/1000 nacidos vivos, este dato es importante por las repercusiones en el desarrollo del lenguaje que tendría no actuar de forma precoz.

Dentro de las posibilidades de tratamiento en pacientes con pérdida de audición existe un gran abanico de herramientas: cirugía, audioprótesis convencional y dispositivos implantables, siendo estos últimos los de reciente aparición.

Los implantes cocleares datan de la segunda mitad del siglo XX, más concretamente en 1982 es cuando sale el primer dispositivo al mercado. En su momento fue una revolución ya que era la única solución para las hipoacusias severo-profundas sabiendo que la calidad del sonido dejaba mucho que desear; a pesar de las mejoras que han acontecido en estos 33 años podemos decir que aún siguen en fase de perfeccionamiento y estudio.

1.1 SONIDO Y AUDICIÓN

El sonido, es un fenómeno que involucra la propagación de ondas mecánicas, generadas por el movimiento vibratorio de un cuerpo, a través de un medio fluido u otro medio elástico, generalmente el aire. Físicamente, el sonido o las ondas acústicas, son movimientos ondulatorios que comparten todas las características físicas de las ondas, sin embargo, desde el punto de vista fisiológico existirá sonido sólo cuando el oído sea capaz de percibirlo. 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*) (1)

1.2 ANATOMÍA DEL OÍDO

1.2.1 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 (2).

El **pabellón auricular** u **oreja** es la parte más externa del oído, está formado por un conjunto de elementos fibrocartilaginosos, ligamentos y músculos, recubiertos 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

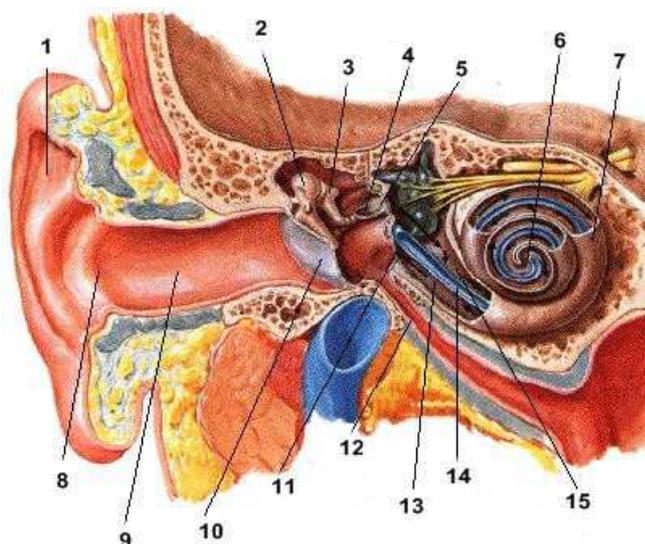


Figura 1: Anatomía del oído humano: 1. Pabellón Auricular; 2. Martillo; 3. Yunque; 4. Estribo; 5. Ventana Oval; 6. Helicotrema; 7. Caracol; 8. Orificio Auditivo; 9. Conducto Auditivo; 10. Tímpano; 11. Ventana Redonda; 12. Trompa de Eustaquio; 13. Escala Vestibular; 14. Escala Media; 15. Escala Timpánica.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

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 30 mm.

El tercio externo es fibroso en su parte superior y cartilaginoso en el resto, este 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 ésta 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, éstas 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.

1.2.2 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.

La **caja del tímpano** 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 epitímpano, 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 trazando 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 el 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 endodérmico, 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, siendo escasas en el cuadrante posterosuperior. Existen dos tipos fundamentales las radiales que van desde el ombligo a la periferia y las circulares abundantes en los bordes de la membrana. 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 y recorrida por vasos y nervios.

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 de 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 (3).

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, puede presentar pequeñas cavidades que a veces forman celdillas completas. 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 ésta 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 (2).

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 esta 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 de 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 la que el antro mastoideo resalta por su tamaño mayor. El sistema neumático inicia su desarrollo en el período embrionario gracias a la capacidad lítica de la mucosa del intestino anterior, al momento del nacimiento ya está conformado el antro y algunas celdillas. El completo desarrollo del sistema neumático del temporal se alcanza en el período postnatal, hasta el cuarto o quinto año de vida (4).

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 de velo de paladar se contraen (5).

La apertura de la Trompa hace que la entrada de aire desde la rinofaringe hacia el oído medio equilibre las presiones endoexotimpánicas (2, 6).

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.

Se observan condensaciones de tejido linfóide 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 (7).

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 a 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.

1.2.3 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 (8).

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 cinco 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. Esta 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 esta 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 de 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 abracan un semicírculo cada uno. Colocados según las tres dimensiones del espacio, en los tres planos ortogonales, en le 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 (9). El modiollo se encuentra horadado 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*).

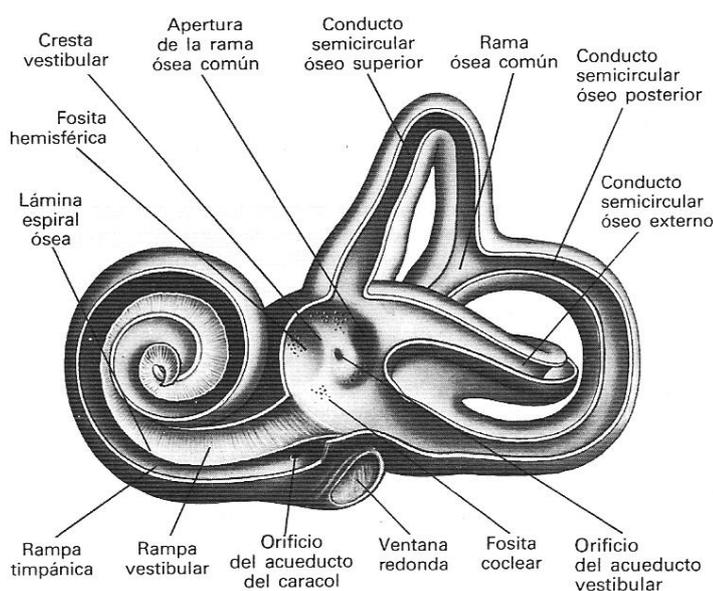


Figura.2. Interior del laberinto óseo izquierdo. (10)

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 estructura avascular con dos capas vasculares, se encuentra la rampa vestibular y bajo la membrana basilar se encuentra la rampa timpánica (Figura 3) (11).

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

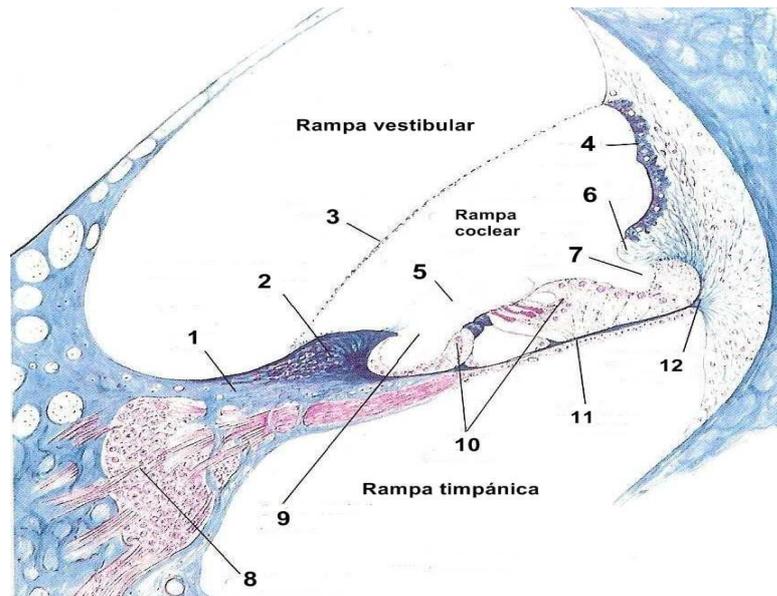


Figura 3: Sección de la segunda vuelta del caracol (Tinción de Mallory):

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. (12)

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.

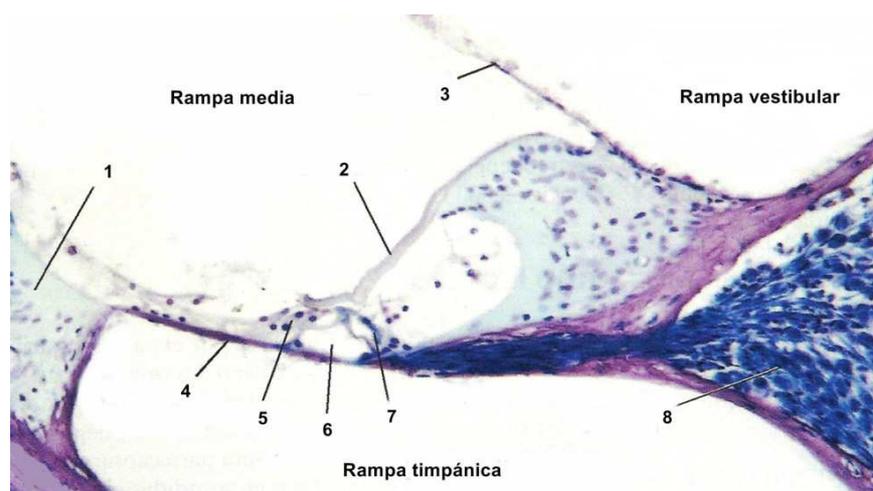


Figura 4: Microfotografía de una sección de una de las espiras de la cóclea (Órgano de Corti): 1. estría vascular; 2. membrana tectoria; 3. membrana de Reissner; 4. membrana basilar; 5. células ciliadas externas; 6. Túnel de Corti; 7. células ciliadas internas; 8. ganglio spiral. (13)

Las células de órgano de Corti se encuentran cubiertas por una membrana acelular, con glucoproteínas y glucosaminoglucanos, la membrana tectoria, cuyo extremo interno se fija al modiollo y el borde externo es libre. En su cara basal se anclan los esterocilios de las células ciliadas externas que, participa en la activación de éstas células a través del cambio direccional de sus esterocilios (14).

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 (8, 15).

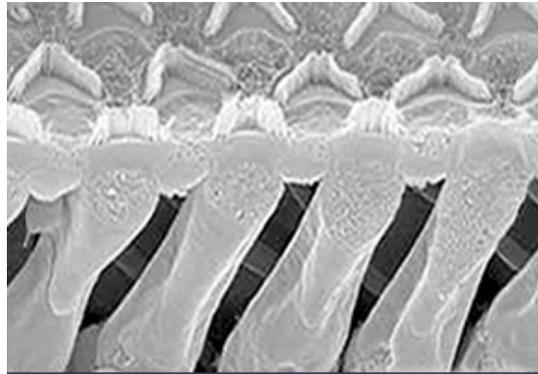


Figura 5: Micrografía: Células ciliadas. National Institute on Deafness and Other Communication Disorders (NIDCD). (16)

Vascularización

La irrigación del oído interno está propiciada por una rama de la arteria cerebelosa inferior, la arteria auditiva interna. Cuando ésta alcanza la cóclea constituye la arteria espiral del modiolos, desde donde parten arteriolas que irrigan las estructuras cocleares desde la base al ápice.

La membrana basilar, de Reissner y tectoria son estructuras avasculares.

El sistema venoso tiene un recorrido semejante al arterial.

La cóclea de los mamíferos recibe 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 (8, 17, 18).

13 FISIOLÓGÍA DEL OÍDO

No se entiende la fisiología del oído si no es para explicar el mecanismo de la audición, dicho mecanismo se divide en función del tipo de acción que realicen los distintos órganos implicados (19, 20) :

1. Mecanismos de transmisión: Conducción mecánica de la energía sonora

hacia los epitelios sensoriales. El sonido es vehiculizado y amplificado por los mecanismos del oído medio.

2. Transformación eléctrica o percepción: La energía mecánica sonora estimula el órgano de Corti y este, al despolarizarse, estimula la vía nerviosa. La energía mecánica se ha transformado en un impulso eléctrico, es el fenómeno de la transducción
3. Canalización de esta energía eléctrica, a través de vías nerviosas, desde el Órgano de Corti hasta la corteza cerebral. La apreciación de los sonidos, con todas sus cualidades, es función de las áreas auditivas del lóbulo temporal de la corteza (áreas 21-22 y 41-42 de Brodmann)

1.3.1 Oído externo

El pabellón auricular u oreja está dispuesta de forma que conduce las ondas sonoras hacia el conducto auditivo externo (CAE) y participa en la localización espacial de los sonidos basándose en las diferencias de intensidad y de tiempo de percepción (21).

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 y también actúa como un filtro lineal.

El conducto auditivo externo participa en un incremento de percepción de frecuencias medias-altas (3-6 kilohercios (kHz)), la ganancia que puede permitir el CAE depende directamente de su dimensión.

1.3.2 Oído medio

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

Se encarga de:

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

2. Adapta 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 permite compensar la resistencia física del medio líquido de la cóclea a 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 .
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 (22).

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 (23).

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 de sonido (1, 23).

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 de 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 (19).

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 (1, 23).

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 osicular, tensan la membrana del tímpano y disminuyen la sensibilidad auditiva para algunas frecuencias (23, 24). 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 (1). Actualmente se ha puesto en duda cualquier papel protector que pudiera tener este reflejo, en primer lugar porque la rigidez del sistema osicular sólo sería capaz de aminorar menos del 10% la presión acústica y porque lo haría más sobre las frecuencias graves que sobre los tonos agudos. Por ello, se piensa que podría ser un mecanismo que favorecería la disminución de las frecuencias graves y la mejora de la audición de las frecuencias conversacionales o agudas (20).

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.

1.3.3 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 20.000 Herzios (Hz)) 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 (25).

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 Na^+ (140-150 mEq/l) y baja en K^+ (3,5-7mEq/l), proteínas (1-1,5g/l) y Cl^- (110 mEq/l). La endolinfa con una composición similar a la de los líquidos intracelulares, posee una alta concentración de K^+ (110-145 mEq/l), baja en Na^+ (1-5 mEq/l) y muy baja en proteínas (0,3-0,6 g/l), con una concentración de 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 ⁽²²⁾
4. Permiten el transporte de nutrientes y gases desde la sangre a los distintos tipos celulares de la cócle (1).

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 microvoltios (mV)) entre ambos líquidos que se denomina potencial endococlear. Éste 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 (23).

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 las 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 las membranas 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 (1).

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 (1). 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 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. Las frecuencias agudas provocan el desplazamiento máximo de la membrana basilar en la espira basal, y las graves lo hacen en el ápex.

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 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 estas 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 vida auditiva hasta la corteza cerebral (14, 25).

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 (1).

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 (26, 27).

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 (26, 28).

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 (1). Otros estudios de electrofisiología de la actividad de las células ciliadas internas demuestran que tienen igual selectividad frecuencial que las fibras nerviosas (29).

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 (26).

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 (26).

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 (27).

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.

Como hemos mencionado anteriormente se desplazan cuando interactúan 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 (27).

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 modiolos 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, 14, 26).

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 (9).

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 de organismo éstas se activan sólo por la entrada de Na^+ . Luego de la entrada de K^+ por el polo apical de la célula, se produce una regulación iónica intracelular con apertura de canales de Ca^+ voltaje-dependientes y canales de 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 (14, 26, 30, 31).

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 (32-36).

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 (34, 35).

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 (35, 36).

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 lesivos para el receptor.

Aún no se 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. Ésta onda puede ser registrada en el CAE mediante un micrófono muy sensible (otoemisiones provocadas) (9).

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^+ , 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 5ms 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 (27).

1.4 VIAS Y CENTROS DE LA AUDICIÓN

El VIII par craneal o nervio vestíbulo coclear está formado por dos partes diferenciadas en lo anatómico y funcional, en 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 diencefalo (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 (37).

1.4.1 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 modiollo 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 (5%).

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, cada fibra inerva una sola CCI, pero cada CCI es a su vez inervada por unas 20 fibras diferentes.

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 (38).

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 (37).

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 (37).

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 (37).

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 binaural 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 (37).

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 (37, 39).

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 (38).

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 (37).

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. Éste 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.

1.4.2 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 proyectándose sobre los núcleos inferiores e incluso alcanzando el órgano de Corti.

El mensaje se origina en la corteza auditiva pasando por el cuerpo geniculado medial y de aquí al colículo inferior. Las neuronas del colículo inferior se proyectan de manera bilateral a los núcleos preriolivares del complejo olivar superior, en torno al origen del sistema eferente medial y a los núcleos cocleares. Por último las neuronas del complejo olivar superior se proyectan sobre el receptor auditivo.

Esta vía auditiva modula la actividad de centros auditivos inferiores y participa según recientes estudios en funciones de regulación de la percepción del sonido y facilitando posibles procesos plásticos y/o de aprendizaje (37, 38, 40).

1.5 CONCEPTUALIZACIÓN

El estudio de la hipoacusia en el ser humano y la intervención sobre ella se puede abordar desde perspectivas muy variadas como la medicina, la ingeniería, la logopedia, la educación la psicología, 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.

1.5.1 La hipoacusia

Denominamos hipoacusia o sordera al déficit funcional que ocurre cuando un sujeto pierde capacidad auditiva en menor o mayor grado.

Llamamos umbral auditivo al estímulo sonoro más débil (de menor intensidad) que es capaz de percibir un determinado oído.

Para estudiar la sordera es necesario individualizarla: según la cantidad de pérdida de audición (clasificación cuantitativa), con respecto al lugar en que asienta la lesión que produce el déficit (clasificación

Clasificación cuantitativa
Hipoacusia leve
Hipoacusia moderada
Hipoacusia grave o severa
Profunda
Clasificación topográfica
Hipoacusia de transmisión
Hipoacusia neurosensorial
Cocleopatías
Neuronopatías (retrococleares)
Corticopatías
Hipoacusias mixtas
Clasificación etiológica
Genéticas o hereditarias
Adquiridas
De origen desconocido
Hipoacusia y adquisición del lenguaje
Prelocutivas
Postlocutivas

Tabla 1. Clasificación de las hipoacusias

topográfica), de acuerdo con el momento de aparición de la hipoacusia (clasificación cronológica) (*Tabla 1*) (41).

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define sordera como “aquella deficiencia auditiva tan severa que no se puede beneficiar mediante adaptación protésica” (42). Wilson amplía la definición a los condicionamientos sociales: las personas que no pueden obtener ayuda auditiva debido a sus características económicas y sociales (43).

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 (44).

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” (45).

Clasificación cuantitativa

Las hipoacusias por el grado de pérdida pueden clasificarse en cuatro niveles (46):

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.

Clasificación topográfica

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

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

Clasificación etiológica

Por su etiología podemos diferenciar las hipoacusias en (47-49):

- x Hipoacusias Hereditarias, que representan un 50% del total.

- x Hipoacusias Adquiridas, que suponen otro 25% de las hipoacusias.
- x De origen desconocido, que constituyen el 25% restante.

Hipoacusia y adquisición del lenguaje

Según la etapa en que se instaura el déficit auditivo, se clasifican las hipoacusias en tres categorías (50-52):

- x 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.
- x 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.
- x 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 liminar, es la prueba básica para la valoración de la función auditiva de un paciente. En el ámbito clínico 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). 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, se exploran las frecuencias de 125-8000 Hz) 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, se exploran las frecuencias de 250-4000 Hz) (53).

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 toda audiometría el trazado superior siempre corresponde a la vía ósea y el inferior a la vía aérea.

Es muy importante cuando la hipoacusia no es simétrica realizar un buen enmascaramiento para no tener resultados erróneos en la audiometría.

1.5.2 El audífono

Si bien todo lo referente a instrumentos utilizados para amplificar el sonido en épocas ancestrales puede resumirse en especulaciones; no obstante algunos 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 (54).

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 (55, 56).

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 (57).

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.

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.

1.5.3 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 (58, 59).

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 (60).

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 (61).

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 (62-65).

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 (66).

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 (67).

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 (68).

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 (69).

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 monocal bipolar que debía colocarse en la escala timpánica. El estímulo eléctrico transferido al receptor era una señal analógica del estímulo acústico (70).

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 (71).

Chouard en 1975 afirmaba haber implantado dispositivos multicanales en 21 pacientes (dispositivos de entre 5 y 7 electrodos monopares 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 (72, 73).

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 monocal era semejante, dato que fue confirmado poco después por Fourcin en 1979 (74).

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 monocal. Asimismo, Fisch, Dillier y Spillman, motivados por los resultados obtenidos en la estimulación de la ventana redonda mediante electrodos temporales, desarrollaron un mecanismo monocal 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 (75, 76).

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 6*).

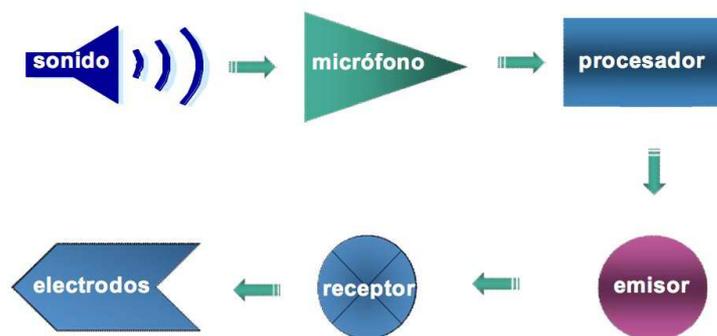


Figura 6: Representación de los pasos que sigue el sonido hasta llegar a los canales del implante coclear.

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 (77).

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) (78).

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 (79, 80).

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 (81).

La estrategia de codificación determina que aspectos de la señal de audio van a quedar representados en el patrón de estimulación y condiciona, por lo tanto, la calidad con que el paciente implantado percibe el sonido. Al considerar la calidad del sonido debe atenderse a la resolución espectral (o capacidad para discriminar frecuencias), resolución temporal (o capacidad para apreciar cambios en el tiempo) y resolución en intensidad (o capacidad para discriminar estímulos de diferente intensidad) (82).

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.

La calidad con que es percibido el sonido a través del implante coclear se ve limitada por diversos factores, algunos de origen técnico y otros de origen fisiológico. Una limitación importante viene asociada a la interacción entre canales que sucede al estimular eléctricamente el nervio auditivo. Cuando se proporciona un estímulo eléctrico en uno de los electrodos, el campo de corriente se extiende en una región relativamente amplia activando terminaciones nerviosas que pueden estar muy alejadas del punto donde se generó la estimulación. Puede ocurrir que el

estímulo en un electrodo active terminaciones asociadas a otro electrodo, reduciendo la discriminación frecuencial tonotópica. En esta situación, un incremento del número de electrodos del implante no va a mejorar la resolución espectral tonotópica. La representación del sonido a través del implante coclear se caracteriza, por tanto, por presentar una escasa resolución espectral tonotópica (83, 84).

Por otra parte, la estimulación simultánea en varios canales da lugar a un fenómeno conocido como “suma de campos”, que produce una fuerte distorsión entre canales. Todo ello por la diferencia de potencial que se crea entre los electrodos estimulados a la vez y los de referencia lo que dará lugar a una corriente eléctrica no controlada. Así, la estimulación simultánea produce una importante confusión con respecto a la asignación tonotópica de los electrodos en el implante coclear (85).

Como resultado de estas limitaciones, el diseño del implante coclear y del procesador se enfrenta a compromisos, donde optimizar en una dirección supone a veces renunciar a prestaciones en otra. Las estrategias de codificación tratan de proporcionar al paciente implantado, en el marco de estas limitaciones, una representación óptima de la señal de audio, con la mejor calidad posible, y en particular, tratando de conseguir la máxima inteligibilidad en el caso de las señales de voz (82).

Debido a las limitaciones fisiológicas asociadas a la estimulación eléctrica, el implante coclear no puede proporcionar una alta resolución espectral tonotópica (83). Ello limita la calidad con que queda representado el sonido. Sin embargo, este aspecto no es esencial para la inteligibilidad de la voz, ya que incluso con una resolución espectral reducida es posible representar la envolvente espectral y por lo tanto identificar los formantes. Los dispositivos que ofrecen una buena resolución temporal y en intensidad permiten una representación adecuada de la señal de voz, siendo posible en estos casos la identificación y discriminación de fonemas e, incluso, la percepción de la frecuencia fundamental (86).

Sin embargo, la reducida resolución espectral tonotópica proporcionada por el implante hace que no quede adecuadamente representada la estructura fina del

espectro. Esto ocasiona una pérdida considerable en la calidad con que son percibidos los sonidos más complejos, tales como la música o la inteligibilidad de la voz en ambiente ruidoso. Aunque ya se ha demostrado que se puede mejorar la percepción y reconocimiento musical con una programación frecuencial asignada a la fundamental (87).

1.5.4 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 pascales (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) (88, 89)

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 (90, 91).

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 (92).

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 μ Pa, por lo que tomando esta presión de referencia obtenemos un valor para dicho umbral de 0 dB SPL (93)

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 (94, 95).

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 SPL (96).

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 supraliminares (97).

Es posible distinguir dos:

- a. Umbrales diferenciales de intensidad: Las curvas muestran un incremento en la capacidad discriminativa a medida que incrementamos la presión sonora.

b. Umbrales 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% (92, 98).

Bandas críticas

La banda crítica corresponde al potencial resolutorio 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 (92, 99).

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.

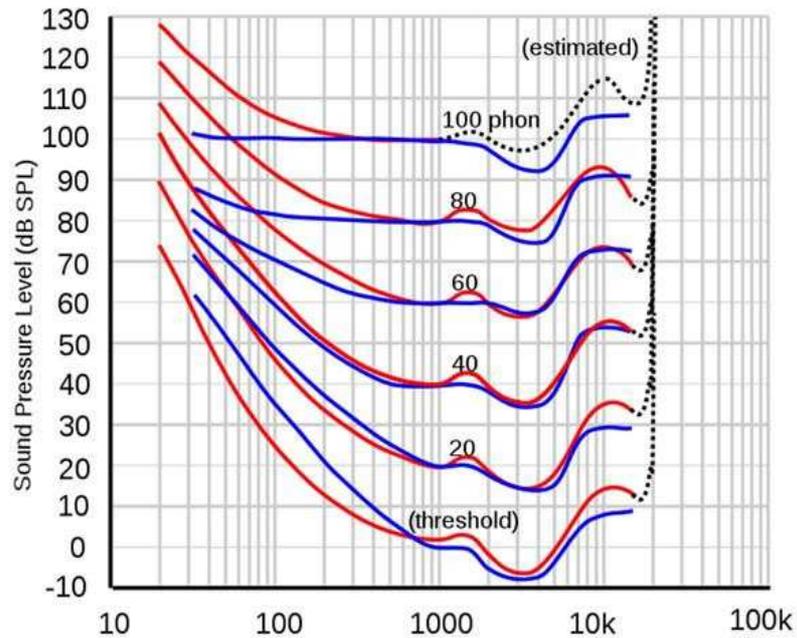


Figura 7: Curvas isofónicas de Fletcher-Munson (trazado azul). Reconfiguración de las curvas según Norma ISO 226:2003 (93)

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 (Figura 7).

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 (93).

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.

Todas estas últimas cualidades del sonido de gran importancia para una correcta percepción de la palabra son las que se pretenden mejorar en los implantes ya que aumentaría el reconocimiento de la palabra en entorno ruidoso que es donde dichos dispositivos tienen su mayor hándicap.

2 JUSTIFICACIÓN Y OBJETIVOS

El implante coclear ha sido diseñado para permitir la percepción del habla cuando esta se presenta en silencio. En situaciones con ruido de fondo el rendimiento del mismo es menos ideal.

Se sabe que la correcta percepción de la palabra dichas situaciones es de gran importancia para los pacientes implantados ya que se encuentran en el contexto de las relaciones sociales.

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. Dichos niveles 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 evocado 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 (100-104).

Partiendo de esta base, este trabajo pretende comprobar la mejora en el rendimiento del implante coclear en el que se implementa una estrategia de asignación frecuencial en aquellos canales del implante coclear en los que se encuentran 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:

21 HIPÓTESIS

Hipótesis 1: Los pacientes con programación del implante coclear con modificación frecuencial en los diferentes canales tienen mejor percepción de la palabra tanto en silencio como en condiciones de ruido.

Hipótesis 2: Los pacientes con una modalidad de estimulación bilateral tendrán mejor percepción de la palabra tanto en silencio como en condiciones de ruido que los unilaterales.

22 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Investigar mediante test de bisílabas y frases el porcentaje de reconocimiento vocal tanto en condiciones de silencio como de ruido en pacientes implantados cocleares tanto con programación de modificación frecuencial como con programación convencional.

Comparar el porcentaje de reconocimiento vocal en las diferentes pruebas de los pacientes implantados bilaterales frente a los unilaterales

3 MATERIAL Y MÉTODO

3.1 DISEÑO DEL ESTUDIO

Se diseñó como un estudio cuasi experimental de seguimiento (no longitudinal) prospectivo con medidas intrasujeto (datos apareados).

3.2 PERIODO DEL ESTUDIO

El estudio se llevó a cabo entre Diciembre de 2012 y Diciembre de 2013.

3.3 ÁMBITO DEL ESTUDIO

El estudio se realizó en la Unidad de Hipoacusia del Servicio de Otorrinolaringología del Hospital Universitario Insular Materno-Infantil de las Palmas de Gran Canaria.

3.4 PACIENTES

Se estudiaron un total de 47 pacientes con hipoacusia neurosensorial severo-profunda portadores de implante coclear en sus diferentes modalidades.

3.4.1 Criterios de elegibilidad

Se incluyeron todos los pacientes que acudieron a la Unidad de Hipoacusia para realizarse una revisión rutinaria durante el año de estudio, cumplían los criterios de inclusión y firmaban el consentimiento informado. Dichos criterios de inclusión tanto generales como específicos son (Anexo I):

- Adultos mayores de 18 años.
- Hipoacusia bilateral postlingual.
- Promedio de los umbrales en la audiometría tonal liminar mayores a 60 dB.
- Ausencia de patología retrococlear sin trastornos del procesamiento auditivo central.
- Portadores de implante coclear Nucleus 24 Contour Advanced o 510 con velocidad de estimulación mayor o igual a 900 Hz y menor o igual a 1200 Hz con más de un año de uso del procesador del sonido.
- Estrategia de codificación ACE.

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

3.5 RECOGIDA DE INFORMACIÓN

Los pacientes fueron vistos en cuatro ocasiones, en las cuales se les realizaron diferentes pruebas auditivas: logaudiometría con y sin prótesis auditivas, audiometría tonal liminar sin prótesis, bisílabas, frases y HINT en campo libre con prótesis auditivas (Anexo II). Cada exploración estaba espaciada de la siguiente forma: 4 semanas de la primera a la segunda y 3 semanas de la segunda a la cuarta. La tercera exploración no se recogieron datos sólo fue para optimizar en intensidad el MAPA frecuencial.

3.5.1 Historia clínica

En la historia recogemos datos a cerca del perfil otológico y audiológico del paciente en el que reflejamos la etiología de la hipoacusia, la edad de inicio, el modo de aparición así como la presencia o no de acúfenos. Por otro lado reflejamos los datos de las prótesis auditivas (en nuestro caso implantes cocleares), tipo y modelo, número de electrodos activos, procesador, estrategia de codificación, programa en uno e información de la sensibilidad y el volumen (Anexo III). No se recogió la información acerca de si la implantación bilateral fue simultánea o secuencial.

3.5.2 Pruebas audiológicas (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.

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.

Se registran:

Porcentaje de reconocimiento de bisílabas

La prueba se realiza en cabina insonorizada, encontrándose el paciente situado a un metro de cada altavoz con un ángulo de 45°. La intensidad de estimulación es de 65 dB HL, el test es pasado mediante grabación en CD y la presentación es única, sin permitirse la repetición del ítem.

Las listas de palabras constan de 20 grupos de 25 bisilábicas con significado. Estas han sido elaboradas y equilibradas fonéticamente por M.R. Cárdenas y V. Marrero. En cada sesión se presentan únicamente dos grupos de palabras. Se considera una respuesta correcta cuando el paciente repite la misma palabra sin cambiar ningún fonema.

Los resultados se expresan en porcentajes y no se utiliza apoyo de la lectura labial, ni de material gráfico

Procentaje de discriminación de frases cotidianas en campo libre, en silencio, sin lectura labial a 65 dB

Se realiza en cabina insonorizada, con una intensidad de estimulación de 65 dB HL. El paciente, está situado a 1 metro de distancia de los altavoces. El test se pasa sin apoyo visual de labiolectura mediante una grabación CD y sin ningún apoyo gráfico. La presentación es única, sin permitirse la repetición de la frase.

El test es una adaptación al castellano del "Every day sentences test" (CID Sentences test). Ha sido realizado por el Departamento de ORL de la Universidad

de Navarra siguiendo las pautas y la supervisión de J. Moog y A. Geers, del Central Institute for the Deaf (St. Louis, EE.UU)

Consta de 100 frases distribuidas en 10 listas que el paciente ha de repetir sin ningún tipo de ayuda.

Se valoran las respuestas, contando cada una de las palabras claves que componen la frase y que aparecen subrayadas en las listas.

Los resultados se exponen en forma de porcentajes.

Audiometría tonal en campo libre con implante coclear entre 250 Hz y 6000 Hz en ambos oídos

Se realiza esta clásica exploración en cabina insonorizada, encontrándose el paciente situado 1 metro de cada altavoz con un ángulo de 45°.

Se estudia el umbral auditivo en las siguientes frecuencias: 250, 500, 1000, 2000, 4000 y 6000 Hz. En los resultados se expresa el valor numérico de la media de los umbrales comprendidos entre 500 y 4000 Hz (concretamente los valores de 500, 1000, 2000, 3000 y 4000 Hz). Los resultados se expresan en decibelios (dB) HL (*Hearing Level*)

HINT

El reconocimiento del habla en entorno ruidoso se realizará con la prueba “Hearing in Noise Test” (HINT), elaborada por el Dr. Sigfrid D. Soli del House Ear Institute (Los Ángeles, California), cuya versión castellana fue validada para pacientes de habla hispana con audición normal por la Dra. A. Huarte de la Clínica Universitaria de Navarra.

La prueba consiste en listas fonéticamente equilibradas de 20 frases (*con un número total de unas 100 palabras puntuadas*). El software modifica de forma adaptativa el nivel de ruido, variando la relación señal/ruido (SNR del inglés *signal-to-noise ratio*) hasta obtener un resultado de percepción del habla del 50% del resultado conseguido en silencio. Esta relación señal/ruido es la que se muestra en

los resultados y se traduce como el incremento de la señal con respecto al ruido de fondo. Se expresa en decibelios (dB) HL.

Con el fin de automatizar la realización de la prueba y la obtención de la puntuación, se usará una versión de la prueba en forma de aplicación informática basada en Windows: HINT para Windows. Sólo se ha utilizado la configuración SONO en la que la señal y el ruido son emitidas por un altavoz que se encuentra frontalmente al paciente a 1 metro de distancia.

3.5.3 Implante y programación

Tipo de implante

Todos los pacientes incluidos en el estudio están implantados con dispositivos Nucleus 24 y 512 de Cochlear que constan básicamente de tres elementos: receptor, guía de electrodos activos con 22 canales y dos electrodos extracocleares (referencia) (*Figura 8*).

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.

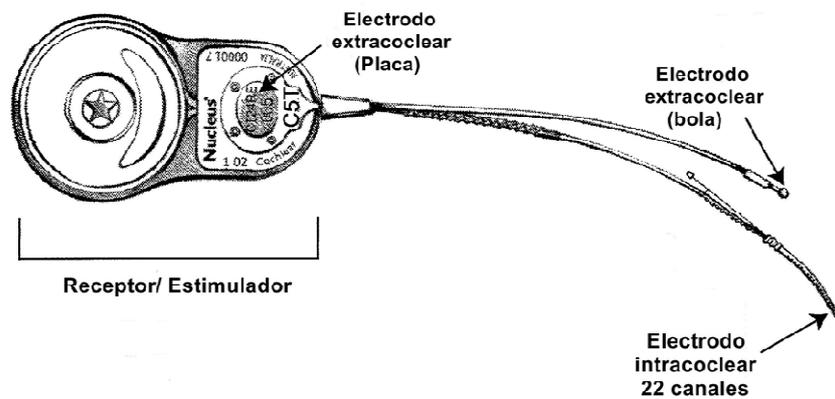


Figura 8: Implante Coclear Nucleus.

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. Así mismo 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.

Estrategia de Codificación ACE (Advance 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 frecuenciale 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.

Software de programación

Se ha utilizado la plataforma de programación Custom Sound Suite de Cochlear, en su versión 4.0 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).

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 (105-107).

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:

- x 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.

- x Si el electrodo está situado en una zona de la cóclea en la que las terminaciones nerviosas han sufrido lesiones importantes
- x 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.
- x Problemas eléctricos en la guía:
 - ^{3/4} Si un electrodo está fuera de impedancia no será posible la inserción de corriente y no proporcionará estimulación.
 - ^{3/4} 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.

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 (108, 109):

- x 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.
- x 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
- x 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.
- x 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.

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 (105).

3.5.4 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:

3.5.4.1 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.

3.5.4.2 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% (110).

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.

3.5.4.3 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 Analysys 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 9*).

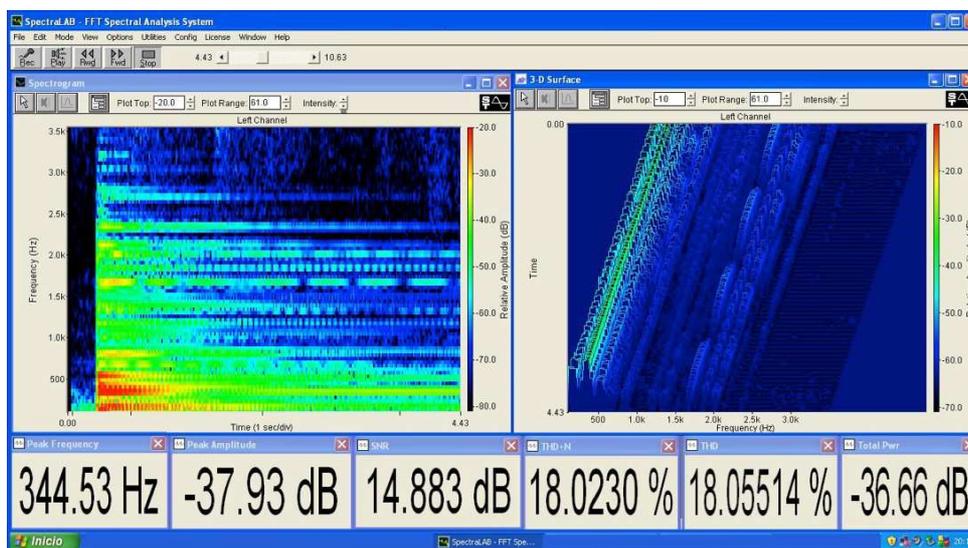


Figura 9: Analizador de espectro de audio

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.

Las 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 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.

Consideraciones

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 210Hz.
- 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*) (111, 112)

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.

3.6 ANÁLISIS DE DATOS

La información se codificó e introdujo en una base de datos tipo Excel para posteriormente importarla al programa Stata 13, con el que se realizó una depuración de los datos mediante recodificación de variables y el análisis de la información.

Los datos cualitativos se expresaron en porcentajes. Los datos cuantitativos se expresaron en forma de media y desviación estándar.

Se utilizaron pruebas estadísticas paramétricas, utilizándose la prueba de Saphiro-Wilk y de asimetría/apuntamiento para valorar la normalidad de la distribución. Se utilizó la prueba de Lévene para valorar la igualdad de variancias.

La prueba estadística utilizada fue la t de Student para la comparación de dos medias con datos apareados.

Todos los test fueron de dos colas y se consideró significativo una $P < 0,05$.

Teniendo en cuenta que en las comparaciones realizadas fueron intrasujeto, se analizaron las siguientes variables, pre y post modificación de la programación:

- Porcentaje de reconocimiento de bisílabas.
- Porcentaje de reconocimiento de frases.
- Audiometría tonal en campo libre (media de las frecuencias audiométricas de 500-1000-2000-3000 y 4000 Hz)
- HINT (Hearing in noise test), expresado como SRT (umbral de recepción de frases).

Posteriormente se hicieron dos grupos en base al tipo de implantación (unilateral y bilateral), valorándose posteriormente las mismas variables anteriormente descritas en cada uno de los grupos de cara a valorar como posible factor de confusión el tener uno o dos implantes.

4 RESULTADOS

4.1 DESCRIPCIÓN DE LA POBLACIÓN

La muestra está constituida por 47 pacientes, de los cuales 23 (48,9%) son hombres y 24 (51,1%) son mujeres. La media de edad se encontraba en 45,62 años con una edad mínima de 18 y máxima de 80. De dicha muestra, 26 (55,3%) eran portadores de implante unilateral y 21 (44,7%) bilateral (*Gráfico 1*).

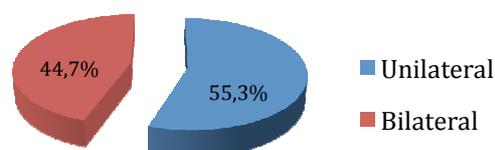


Gráfico 1: Tipo de implantación

Dentro de nuestra muestra la etiología de la hipoacusia ha sido muy diversa, tal y como se muestra en la *Gráfico 2*.

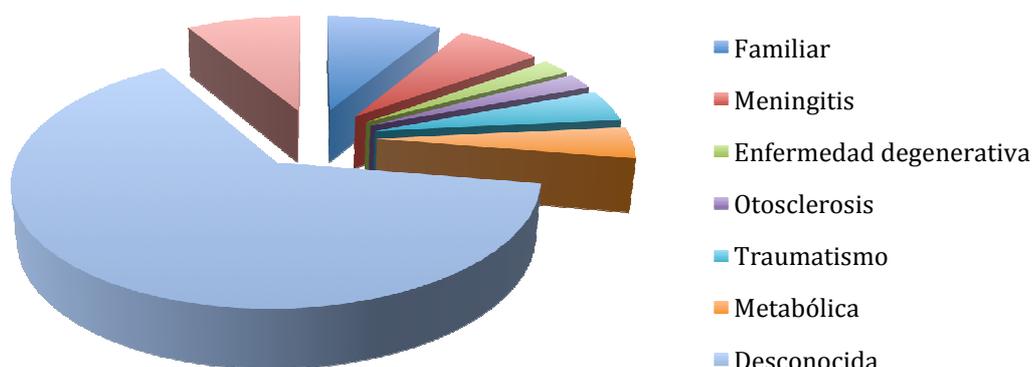


Gráfico 2: Etiología de la hipoacusia

4.2 ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS

4.2.1 Datos comparativos entre el reconocimiento de la palabra con programación convencional frente a la posterior programación frecuencial.

4.2.1.1 Normalidad de la distribución muestral

Utilizamos la prueba de Shapiro-Wilk así como la prueba de asimetría/apuntamiento para comprobar si las medias de las variables diferencia que indicamos (se

ordenaron de la forma indicada para tener resultados positivos) siguen una ley Normal:

Diferencia Bisílabas: Bisílabas Frecuencial – Bisílabas Convencional
Diferencia Frases: Frases Frecuencial – Frases Convencional
Diferencia Audiometría Campo Libre: Campo Libre Convencional – Campo Libre Frecuencial
Diferencia HINT: HINT Convencional – HINT Frecuencial

Los resultados fueron los siguientes:

	Shapiro-Wilk (Prob>z)	Pr (Kurtois)
Diferencia Bisílabas	0,12	0,19
Diferencia Frases	0,21	0,3
Diferencia ATL Campo Libre	0,01	0,12
Diferencia HINT	0,61	0,54

Se ve claramente como las variables creadas para la diferencia siguen una ley Normal ($p > 0,001$) excepto en las frases, aunque de todas formas por el teorema central del límite en base a que la muestra es superior a 30 sujetos se considera que no vulnera el supuesto de normalidad.

4.2.1.2 Igualdad de variancias

Se realiza la prueba de Levene para comprobar la igualdad de variancias, al igual que las pruebas para comprobar la normalidad de la distribución muestral, no se detectan diferencias estadísticamente significativas, de manera que podemos asumir el supuesto de homogeneidad de variancias.

4.2.1.3 Test estadístico realizado

Se realizó la prueba t de Student-Fisher para comparar las medias del reconocimiento de bisílabas, frases, el resultado del campo libre así como el del HINT con la programación convencional y con la programación frecuencial. Los resultados obtenidos son:

1. Reconocimiento de Bisílabas a campo libre con implante: Se obtuvo una diferencia de media $d=12,17\%$ y un intervalo de confianza (IC 95%: 10,8 a 13,54) así como un valor de $t_0=17,84$ de la prueba de comparación de las dos medias emparejadas y una significación bilateral ($p<0,001$). Por lo tanto podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra obtenemos una mejora en el rendimiento en la prueba de bisílabas de aproximadamente 12,17% de media (Gráfico 3).

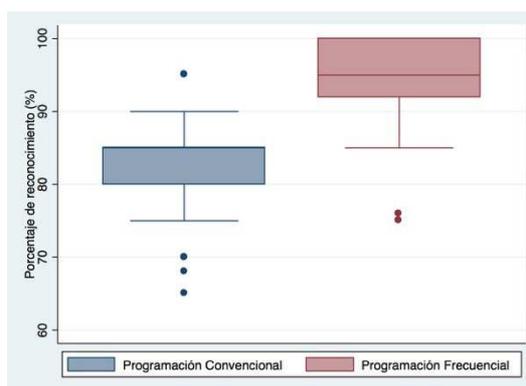


Gráfico 3

2. Reconocimiento de Frases a campo libre con implante: Se obtuvo una diferencia de media $d=16,17\%$ y un intervalo de confianza (IC 95%: 13,79 a 18,55) así como un valor de $t_0=13,67$ de la prueba de comparación de las dos medias emparejadas y una significación bilateral ($p<0,001$). Por lo tanto podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra obtenemos una mejora en el rendimiento en la prueba de frases de 16,17% de media (Gráfico 4).

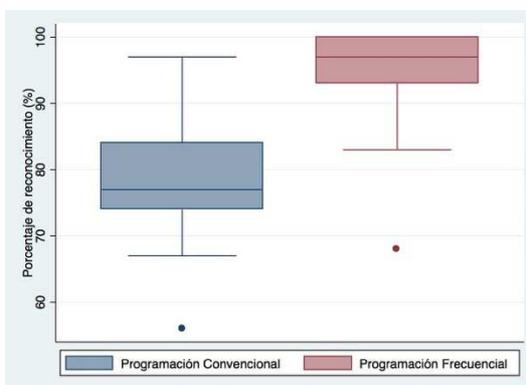


Gráfico 4

3. Audiometría tonal en campo libre: Se obtuvo una diferencia de media $d=8,01$ dB y un intervalo de confianza (IC 95%: 7,05 a 8,98) así como un valor de $t_0=16,71$ de la prueba de comparación de las dos medias emparejadas y una significación bilateral ($p<0,001$). Por lo tanto podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra obtenemos una mejora en el rendimiento en la audiometría tonal a campo libre con implante de 8,01 dB de media (*Gráfico 5*).

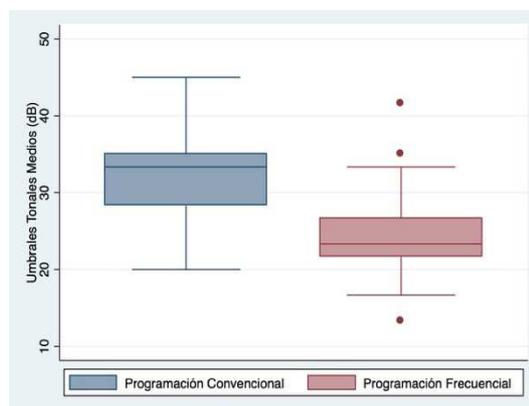


Gráfico 5

4. HINT: Se obtuvo una diferencia de media $d=3,15$ y un intervalo de confianza (IC 95%: 2,75 a 3,56) así como un valor de $t_0=15,59$ de la prueba de comparación de las dos medias emparejadas y una significación bilateral ($p<0,001$). Por lo tanto podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra obtenemos una mejora en el SRT de aproximadamente 3,15 (*Gráfico 6*).

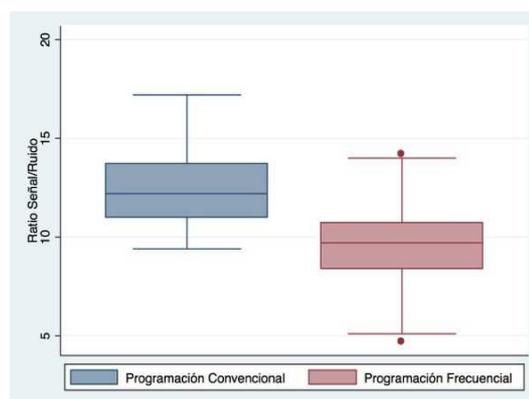


Gráfico 6

4.2.2 Datos comparativos entre el reconocimiento de la palabra con programación convencional frente a la posterior programación frecuencial divididos en dos grupos: implantados unilaterales (26 pacientes) frente a implantados bilaterales (21 pacientes)

Realizamos la división en dos grupos en base al tipo de implantación de cara a evaluar la repercusión de la implantación bilateral respecto a la unilateral, para

valorar si el efecto es por el tipo de programación o la estimulación bilateral es responsable de los resultados anteriores.

4.2.2.1 Normalidad de la distribución muestral

Utilizamos de nuevo la prueba de Shapiro-Wilk para cada uno de los grupo así como la prueba de asimetría/apuntamiento para comprobar si las medias de las variables diferencia que anteriormente explicamos.

Los resultados fueron los siguientes:

	GRUPO UNILATERALES	
	Shapiro-Wilk (Prob>z)	Pr (Kurtois)
Diferencia Bisílabas	0,64	0,49
Diferencia Frases	0,06	0,76
Diferencia ATL Campo Libre	0,01	0,71
Diferencia HINT	0,99	0,63

	GRUPO BILATERALES	
	Shapiro-Wilk (Prob>z)	Pr (Kurtois)
Diferencia Bisílabas	0,46	0,98
Diferencia Frases	0,46	0,65
Diferencia ATL Campo Libre	0,19	0,02
Diferencia HINT	0,33	0,33

Se ve claramente como las variables creadas para la diferencia siguen una ley Normal ($p > 0,001$), por lo tanto al igual que en el apartado anterior podremos tratar nuestro datos con pruebas paramétricas

4.2.2.2 Igualdad de variancias

Se realiza la prueba de Levene para comprobar la igualdad de variancias, al igual que las pruebas para comprobar la normalidad de la distribución muestral no se detectan diferencias estadísticamente significativas, de manera que podemos asumir el supuesto de homogeneidad de variancias.

4.2.2.3 Test estadístico realizado

Se vuelve a comparar con la prueba T de Student-Fisher para comparación de medias.

Implante unilateral

1. Reconocimiento de bisílabas a Campo Libre con Implante Unilateral: Se

obtuvo una diferencia de media $d=11,38\%$ y un intervalo de confianza (IC 95%: 9,73 a 13,04) así como un valor de $t_0=14,16$ de la prueba de comparación de las dos medias emparejadas y una significación bilateral ($p<0,001$). Por lo tanto podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra de los pacientes implantados unilateralmente obtenemos una mejora en el rendimiento en la prueba de bisílabas de aproximadamente 11,38% de media (Gráfico 7).

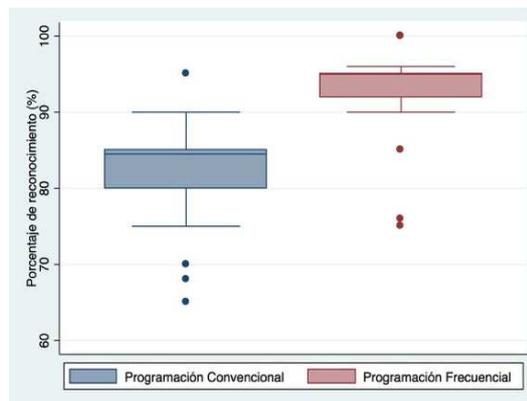


Gráfico 7

2. Reconocimiento de frases a Campo Libre con Implante Unilateral: Se

obtuvo una diferencia de media $d=17,19\%$ y un intervalo de confianza (IC 95%: 13,9 a 20,48) así como un valor de $t_0=10,79$ de la prueba de comparación de las dos medias

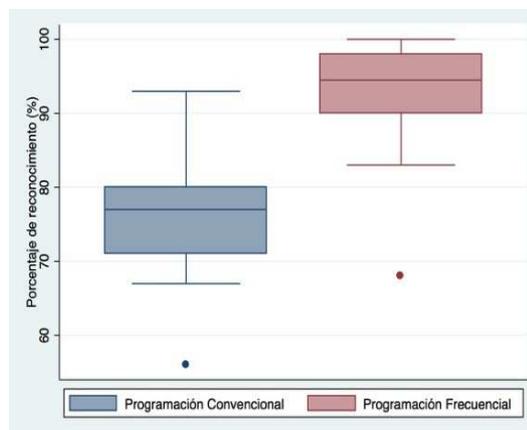


Gráfico 8

emparejadas y una significación bilateral ($p < 0,001$). Por lo tanto podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra de los pacientes implantados unilateralmente obtenemos una mejora en el rendimiento en la prueba de frases de aproximadamente 17,19% de media (Gráfico 8).

3. Audiometría tonal en campo libre con Implante Unilateral: Se obtuvo una diferencia de media $d = 7,89$ dB y un intervalo de confianza (IC 95%: 6,55 a 9,22) así como un valor de $t_0 = 12,12$ de la prueba de comparación de las dos medias emparejadas y una significación bilateral ($p < 0,001$). Por lo tanto podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra en los implantados unilaterales obtenemos una mejora en el rendimiento en la audiometría tonal a campo libre con implante de 7,89 dB de media (Gráfico 9).

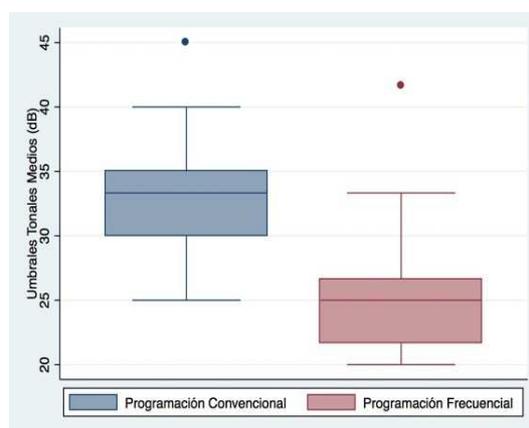


Gráfico 9

4. HINT con Implante Unilateral: Se obtuvo una diferencia de media $d = 3$ y un intervalo de confianza (IC 95%: 2,53 a 3,47) así como un valor de $t_0 = 13,1$ de la prueba de comparación de las dos medias emparejadas y una significación bilateral ($p < 0,001$). Por lo tanto podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra en los implantados unilaterales obtenemos una mejora en el SRT de aproximadamente 3 (Gráfico 10).

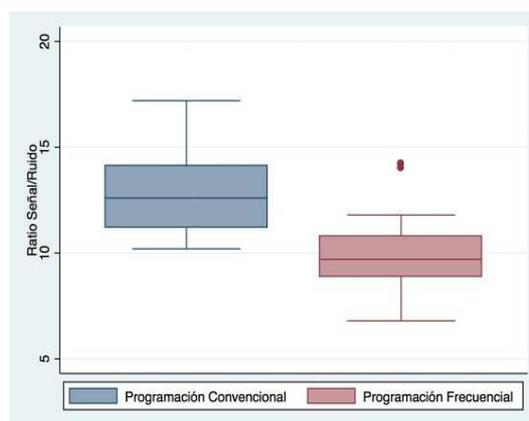


Gráfico 10

Implante bilateral

1. Reconocimiento de bisílabas a Campo Libre con Implante Bilateral: Se obtuvo una diferencia de media $d=13,42\%$ y un intervalo de confianza (IC 95%: 10,75 a 15,53) así como un valor de $t_0=11,48$ de la prueba de comparación de las dos medias emparejadas y una significación bilateral ($p<0,001$). Por lo tanto podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra de los pacientes implantados bilateralmente obtenemos una mejora en el rendimiento en la prueba de bisílabas de aproximadamente 13,42% de media (Gráfico 11).

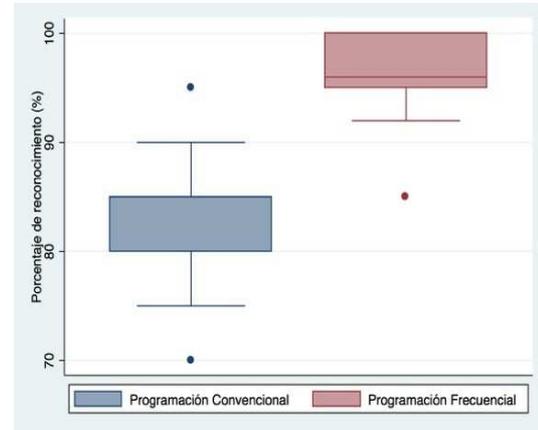


Gráfico 11

2. Reconocimiento de frases a Campo Libre con Implante Bilateral: Se obtuvo una diferencia de media $d=14,9\%$ y un intervalo de confianza (IC 95%: 11,22 a 18,59) así como un valor de $t_0=8,43$ de la prueba de comparación de las dos medias emparejadas y una significación bilateral ($p<0,001$). Por lo tanto podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra de los pacientes implantados bilateralmente obtenemos una mejora en el rendimiento en la prueba de frases de aproximadamente 14,9% de media (Gráfico 12).

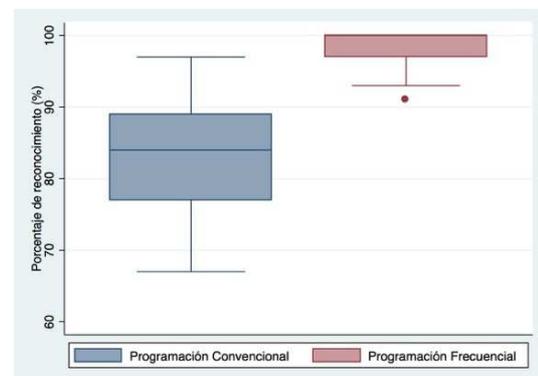


Gráfico 12

3. Audiometría tonal en campo libre con Implante Bilateral: Se obtuvo una diferencia de media $d=8,17$ dB y un intervalo de confianza (IC 95%: 6,66 a 9,69) así como un valor de $t_0=11,26$ de la prueba de comparación de las dos medias emparejadas y una significación bilateral ($p<0,001$). Por lo tanto

podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra en los implantados bilaterales obtenemos una mejora en el rendimiento en la audiometría tonal a campo libre con implante de 8,17 dB de media (Gráfico 13).

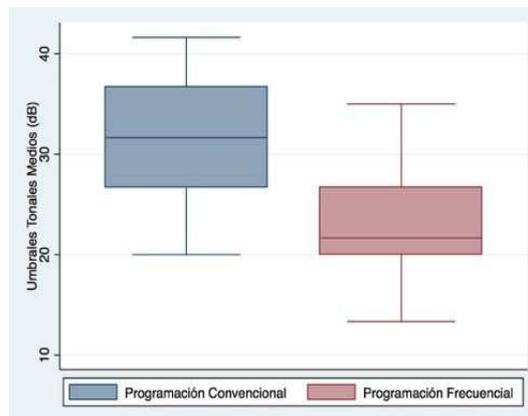


Gráfico 13

4. HINT con Implante Bilateral: Se obtuvo una diferencia de media $d=3,35$ y un intervalo de confianza (IC 95%: 2,6 a 4,09) así como un valor de $t_0=9,42$ de la prueba de comparación de las dos medias emparejadas y una significación bilateral ($p<0,001$). Por lo tanto podemos concluir que tras la programación frecuencial del procesador de la palabra en los implantados bilaterales obtenemos una mejora en el SRT de aproximadamente 3,35 (Gráfico 14).

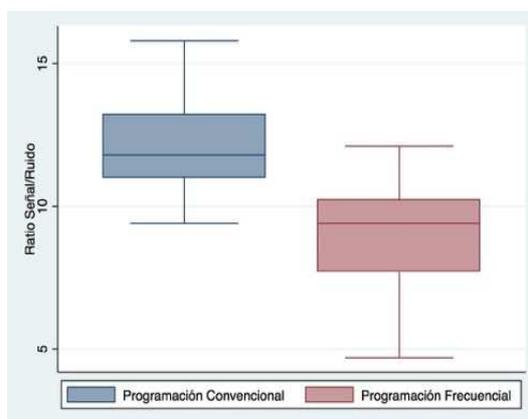


Gráfico 14

Todos los gráficos expuestos son gráficos de caja (*BoxPlot*) en los que podemos ver claramente la Mediana, el primer y el tercer cuartil (límites de la caja) así como los valores máximo y mínimo no alejados (delimitados por los *whiskers*) y alejados (más allá de los *whiskers*). Es importante recalcar que el programa *Stata* usa los percentiles calculados por el método de la distribución empírica acumulada (no el método de Tukey).

4.2.3 Tabla explicativa de las diferentes comparaciones

	Totalidad de la muestra		Implantados Unilateralmente		Implantados bilateralmente	
	Dif. de medias (d)	Intervalo de Confianza del 95%	Dif. de medias (d)	Intervalo de confianza del 95%	Dif. de medias (d)	Intervalo de Confianza del 95%
Bisílabas	12,17	10,8-13,54	11,38	9,73-13,04	13,42	10,75-15,53
Frases	16,17	13,79-18,55	17,19	13,9-20,48	14,9	11,2-18,59
Audiometría tonal	8,01	7,05-8,98	7,89	6,55-9,22	8,17	6,66-9,69
HINT	3,15	2,75-3,56	3	2,53-3,47	3,35	2,6-4,09

Tabla 2: Diferencias de medias e Intervalos de confianza de las pruebas realizadas

En la Tabla 2 se exponen todos los resultados anteriormente descritos. Sabemos que todos los resultados han sido significativos por lo que la variable tipo de implantación no es un factor de confusión a la hora de realizar el análisis estadístico, es decir, los pacientes mejoran con el cambio a programación frecuencial con independencia de que tengan implante uni o bilateral.

Se puede destacar que los resultados en base a la diferencia de medias son mejores en los pacientes implantados bilateralmente, excepto en la prueba del reconocimiento de frases, probablemente porque los grupos analizados son muy pequeños.

5 DISCUSIÓN

Durante siglos se creyó que tan solo un milagro podía devolver la audición a los pacientes con hipoacusia severa. Y no fue hasta hace unos 50 años que se iniciaron una serie de estudios científicos para restablecer la audición normal en ellos mediante la estimulación eléctrica del nervio auditivo.

Los primeros experimentos fueron descorazonadores ya que los pacientes manifestaban que la palabra era completamente ininteligible. Lejos de desanimarse los investigadores continuaron trabajando con distintas técnicas para producir estímulos eléctricos sobre el nervio acústico que provocaran una sensación auditiva útil. Gradualmente se obtuvieron mejores resultados, de esta manera los implantes actuales permiten a gran número de usuarios comunicarse sin ayuda de la lectura labial o el lenguaje de signos, incluso pueden llegar a comunicarse por teléfono. El desarrollo de las nuevas tecnologías se está orientando a la mejora de la calidad del sonido percibido a través del implante coclear, necesaria para la mejora de la discriminación en entornos ruidosos, la música y la discriminación en lenguas tonales (como por ejemplo el chino mandarín) (113).

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, cuenta con numerosos armónicos variando en frecuencia en un amplio rango.

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 2000Hz en el sistema de audición normal (114).

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.
- 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 del habla se integran en este nivel.

Se sabe que muchos de los pacientes implantados con hipoacusia postlingual refieren un aceptable reconocimiento de la palabra en silencio (115), sin embargo también refieren que la percepción no es natural, que los sonidos son de tipo robótico, distorsionado, similar a los dibujos animados o a una radio ruidosa (116).

Sea cual fuere su percepción (más agradable o menos) la intelegibilidad disminuye de forma drástica en ambientes con ruido de fondo, teniendo en cuenta que la mayor parte de las situaciones comunicativas tienen lugar en ambientes ruidosos, lo que acarrea una gran dificultad para los usuarios de este tipo de dispositivos.

5.1 Tipo de programación

En términos de programación lo que necesitan los pacientes es una mejora de la relación señal-ruido con respecto a los normoyentes para poder tener el mismo nivel de intelegibilidad (117).

Desde hace años se viene estudiando este tema desde diferentes vertientes:

- Estudios con intenso ruido de fondo (118-120).
- Estudio de las frecuencias formantes (los primeros dos formantes) (121-123).
- Análisis de las propiedades de la onda espectral (124).
- Análisis de las señales subyacentes de las consonantes y de la forma que el ruido les afecta.
- Estudio de la prosodia (125).

Se sabe que los pacientes con implante coclear son capaces de acomodar varias fuentes de sonido de diferente variabilidad acústica ya sea atendiendo a las propiedades acústicas de la señal o ayudados de la información visual que le proporciona dicha señal (forma de vocalización, etc) (126), pero aún con ello no es suficiente para tener un reconocimiento óptimo en condiciones de ruido de fondo.

Existe un estudio anterior en el que se validó el método de programación frecuencial para mejora del reconocimiento musical y melódico en 40 pacientes portadores de implante coclear unilateral, bilateral y modalidad de estimulación bimodal (implante y audífono) (87). En dicho estudio se objetivó una mejora en el reconocimiento de diferentes instrumentos como chelo, clarinete, flauta, guitarra, piano, trombón, trompeta y violín. La mayor parte de los pacientes, a medida que van perdiendo audición abandonan el hábito musical; en el estudio, tras el cambio de programación, el 85% de los pacientes refieren percibir tonos agradables, ritmo y melodía.

En 2012, Baudhuin and cols. estudiaron a 11 niños implantados para valorar los parámetros que influyen en una mejora de la escucha. Concluyeron que los

hallazgos del estudio confirman la necesidad de determinar la configuración de la programación de forma individual, así como la importancia de las medidas de verificación de reconocimiento de voz, tanto en condiciones de silencio como de ruido de fondo (127). Uno de los puntos estudiados fueron los ajustes en los niveles T, al igual en el estudio de Zhou de 2014 (128).

En este mismo año se realizó un estudio por el grupo de Battmer y cols. en el que se compara en 27 pacientes la programación convencional con una programación asistida por ordenador (FOXTM), los resultados no son del todo concluyentes para la mejora de la percepción de la palabra (129).

Una de las principales ventajas de este tipo de programación es en base al consumo eléctrico que es notablemente menor así como el poder manejarnos con un rango dinámico mayor, lo que permite un mapeo de cada banda de audio menos molesta y mejora la calidad de la representación de la señal.

Este tipo de programación puede realizarse en cualquier tipo de procesador con independencia de la casa comercial, aunque tenemos que tener en cuenta la variabilidad del software de programación, por ello, en nuestro estudio se utilizó la misma marca para intentar homogeneizar resultados.

Realmente la programación frecuencial no se puede comparar de una forma objetiva con otros tipos de programación ya que no se basa en ninguno de los métodos publicados en la literatura científica.

52 Tipo de implantación

La importancia de la bilateralidad así como de la binauralidad es indiscutible, y debido a una mayor demanda y disponibilidad de implantes cada vez es más frecuente la implantación bilateral (simultánea o secuencial) para que los pacientes puedan aprovecharse de este importante beneficio.

Debido al aumento en la disposición y demanda de los IC, en la última década ha aumentado mucho el interés sobre la implantación bilateral con la finalidad de conseguir las ventajas que nos ofrece la binauralidad y la bilateralidad. Numerosos estudios han mostrado sus beneficios como son: mejora la localización sonora,

mejora la percepción del lenguaje en silencio, mejora la percepción del lenguaje con ruido de fondo, la estimulación de ambas vías auditivas, garantía de haber implantado el mejor oído y mejora del desarrollo lingüístico del niño (130).

En nuestro estudio, la mejora en el rendimiento tanto en situaciones de silencio como de ruido de fondo fue en ambos grupos (unilaterales y bilaterales), pero con algún pequeño matiz de ligera mejora en los bilaterales excepto en el reconocimiento de frases. Es importante señalar que no se tuvo en cuenta:

1. En los pacientes implantados bilateralmente no se analizó si la implantación fue simultánea o secuencial.
2. En los pacientes implantados unilateralmente no se indicó que oído se había implantado (el mejor o el peor), acerca del tema se ha publicado un estudio por el grupo de Lassaletta y cols. en el que se demuestra en que no hay diferencias significativas en los resultados auditivos, calidad de vida y calidad del sonido en los mayores de 60 años implantados unilateralmente (131).

Mejoras futuras

En nuestro estudio los resultados obtenidos son bastante concluyentes en lo que se refiere a mejora en el rendimiento del implante en condiciones de silencio y de ruido de fondo sin olvidar dos puntos que pueden afectar a la validez del estudio:

1. Falta de aleatorización de los estudios cuasi-experimentales (las comparaciones se realizaron intrapaciente).
2. Sólo hemos realizado una medición, es decir, no podemos predecir como afecta la variable tiempo en la mejora de la escucha con el nuevo tipo de programación.
3. No hemos realizado cuestionarios de calidad de vida, como el recientemente validado para habla castellana HISQUI₁₉ (132).

Probablemente estos dos últimos puntos sean analizados en estudios posteriores.

6 CONCLUSIONES

1. Los pacientes con programación frecuencial del implante coclear asignada a la fundamental tienen mejor percepción y reconocimiento de la palabra que los pacientes a los que se les ha realizado una programación estándar.
2. La programación frecuencial del procesador en la fundamental permite mejor reconocimiento en entornos con incremento en la relación señal-ruido.
3. El método de asignación frecuencial puede aplicarse en procesadores diferentes.
4. 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.
5. El tipo de implantación (unilateral o bilateral) no es un factor de confusión para el análisis de la mejora con la nueva programación.
6. Los pacientes implantados bilateralmente obtienen resultados ligeramente mejores que los unilaterales.

7 BIBLIOGRAFÍA

1. Gil-Loizaga P, Broto JP. Fisiología del sistema auditivo periférico. In: Suárez C, Carcedo LMG, Marco J, Medina JE, Ortega P, Trinidad J, editors. Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello: Editorial Médica Panamericana S.A.; 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. In: Suárez C, Gil-Carcedo LM, Marco J, Medina JE, Ortega P, Trinidad J, editors. Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello. Vol II. Otología: Editorial Médica Panamericana S.A.; 2007. p. 845-66.
3. Moreano E, Paparella M, Zeltermann D, Goycoolea M. Prevalence of facial canal dehiscence and persistent stapedia artery in the human middle ear: a report of 1000 temporal bones. *Laryngoscope*. 1994;104:309-20.
4. Gil-Carcedo LM. Anatomía del oído. *Otología*: Editorial Médica Panamericana S.A.; 2011. p. 27.
5. Marquet J. Controversy about the eustachian tube function. *Acta Otorhinolaryngol Belg*. 1989;43:412-6.
6. Eden AR, Laitman JT, Gannon PJ. Mechanisms of middle ear aeration: anatomic and physiologic evidence in primates. *Laryngoscope*. 1990;100:67-75.
7. Bremond GA, Magnan J, Chays A, Gasquet Rd. Endoscopy of the eustachian tube, 1st evaluation. *Ann Otolaryngol Chir Cervicofac*. 1990;107:15-9.
8. Gil-Loizaga P, Poch J. Anatomía e histología de la cóclea. In: Suárez C, Gil-Carcedo LM, Marco J, Medina JE, Ortega P, Trinidad J, editors. Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello. II. Otología: Editorial Médica Panamericana S.A.; 2007. p. 867-78.
9. Poch J, Gil-Loizaga P. Fisiología coclear. In: Masson, editor. Hipoacusia Neurosensorial. Madrid: LA Vallejo Valdezate; 2003. p. 1-9.

10. Williams PL, Warwick R. Interior del laberinto óseo izquierdo. Figura 1.2-239B:1316. Gray Anatomía Tomo II: Salvat Editores S.A; 1987.
11. Gil-Loyzaga P, Merchán M, Collía F. The ultrastructure of the spiral ligament of the rodent cochlea. *Acta Microscopica*. 1987;10/13:399-409.
12. Williams PL, Warwick R. Sección de la segunda vuelta del caracol. Figura 1.3-293B:1316. Gray Anatomía Tomo II: Salvat Editores S.A.; 1987.
13. 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. Soparma S.A; 2003.
14. Gil-Loyzaga P. Histochemistry of glycoconjugates of the auditory receptor. In: Fischer-Verlag G, editor. *Progress in Histochemistry and Cytochemistry*. 32/311997. p. 1-78.
15. Spoenclin H. Primary neurons and synapses. In: Friedmann I, Ballantyne J, editors. *Ultrastructural atlas of the inner ear*. London: Butter-Worths; 1984. p. 133-64.
16. Hair cells in the inner ear. Bethesda, Maryland: National Institute on Deafness and Other Communication Disorders (NIDOC); 2013. Available from: <https://http://www.nidcd.nih.gov/health/hearing/pages/otosclerosis.aspx>.
17. Gil-Loyzaga P. Neurotransmitters of the olivo-cochlear lateral efferents system: with an emphasis on dopamine. *Acta Otolaryngol (Stockh)*. 1995;115:222-6.
18. Cooper NP, Guinan JJ. Separate mechanical processes underlie fast and slow effect of medial olivocochlear efferent activity. *J Physiol*. 2003;548(1):307-12.
19. Gil-Carcedo LM, Gil-Carcedo E, Vallejo LA. Fisiología de audición. *Otología*. 3 ed. Madrid: Editoria Médica Panamericana S.A.; 2011. p. 45-60.
20. Casamitjana-Claramunt JF. Anatomía y fisiología del oído. In: Salesa-Battle E, Perelló-Scherdel E, Bonavida-Estupiñá A, editors. *Tratado de Audiología*. 2 ed. Barcelona: Elsevier España S.L.; 2013. p. 1-17.

21. Pickles JO. An introduction to the physiology of Hearing: Academic Press; 1998.
22. Tonndorf J, Khanna JM. Tympanic membrane vibrations in human cadaver ears studied by time averaged holography. *J Acoust Soc Am.* 1972;52:1221-33.
23. Uziel A. El oído externo y medio. In: Guerrier Y, Uriel A, editors. *Fisiología neurosensorial en ORL.* París: Masson; 1985. p. 66-74.
24. Palomar V. Fisiología del oído externo y medio. In: Abelló P, editor. *Otorrinolaringología: Doyma;* 1992. p. 49-56.
25. Gil-Loizaga P, Pujol R. Fisiología del receptor y la vía auditiva. In: Tresguerres JAF, editor. *Fisiología Humana.* Nueva York: McGraw Hill-Interamericana; 2005. p. 232-45.
26. Durrant JD, Lovrinic JH. *Bases of Hearing Science.* 3 ed. Baltimore: Williams and Wilkins; 1995.
27. Zwislocki JJ. Analysis of the cochlear mechanics. *Hearing Res.* 1986;22:155-69.
28. Aran JM, Harrison RV. Fisiología de la cóclea. In: Guerrier Y, Uriel A, editors. *Fisiología neurosensorial en ORL.* París: Masson; 1985. p. 75-102.
29. Russel IJ, Sellick PM. Intracellular studies of hair cells in the mamalian cochlea. *J Physiol (Lond).* 1978;284:261-90.
30. Gitter AH. Eine kurze Geschichte der Hörforschung. I Antike. *Laryngo-Rhino-Otol.* 1990;69:442-5.
31. Berlin C. *Hearing Science: Coll Hill Press;* 1984.
32. Adrian DE, editor *The microphone action of the cochlea in relation to theories of hearing*1931; London: Phys Soc.
33. Weber EG, Bray CW. Action currents in the auditory nerve in response to acoustic stimulation. *Proc Natl Acad Sci USA.* 1930;10:344-50.

34. Zeng J, Shen W, He DZ, Long KB, Madison LD, Dallos P. Prestin is the motor protein of cochlear outer cells. *Nature*. 2000;405:130-1.
35. Browell WE, Bader CR, Bertrand D, Ribaupierre YD. Evoked mechanical responses of isolated cochlear outer hair cells. *Science*. 1985;227:194-6.
36. Kemp JT. Stimulated acoustic emissions from the human auditory system. *J Acoust Soc Am*. 1978;64:1386-91.
37. Sánchez M, Merchán MA. Estructura y función del cerebro auditivo. In: Suárez C, Gil-Carcedo LM, Marco J, Medina JE, Ortega P, Trinidad J, editors. *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello. II. Otología*: Editorial Médica Panamericana S.A.; 2007. p. 969-96.
38. Gómez JR, Suárez C. Vías y centros de la audición. In: Vallejo LA, editor. *Hipoacusia Neurosensorial*. Madrid: Masson; 2003. p. 11-9.
39. Oliver DL. Neuronal organization of the inferior colliculus. In: Winer JA, Schreiner CE, editors. *The inferior colliculus*. New York: Springer; 2005. p. 69-114.
40. Winer JA. Decoding the auditory corticofugal systems. *Hear Res*. 2005;207 (1-2):1-9.
41. Acústica y audiología básicas. In: Gil-Carcedo LM, Vallejo LA, Gil-Carcedo E, editors. *Otología*. Madrid: Editorial Médica Panamericana S.A.; 2011. p. 77-9.
42. OMS. Clasificación Internacional del Funcionamiento, de la Discapacidad y de la Salud 2001.
43. Wilson J. Deafness in developing countries. *Arch Otolaryngol*. 1985;11:2-9.
44. Northern JL, Downs MP. Medical aspects of hearing loss. In: Northern JL, Downs MP, editors. *Hearing in children*: Lippincott Williams & Wilkins; 2002.
45. Ear, Nose, Throat and related structures. *American Medical Association Guides to the Evaluation of Permanent Impairment* 1993. p. 223.

46. BIAP. Recomendación BIAP 02/1. Clasificación audiométrica de las deficiencias auditivas Lisboa1997. Available from: http://www.sld.cu/galerias/pdf/sitios/rehabilitacion-logo/libro_biap_audiologia.pdf.
47. Lalwani AK, Lynch E, Mhatre AN. Molecular Genetics. A brief overview. In: Lalwani AK, Grundfast KM, editors. Pediatric Otology and Neurotology1998. p. 49-86.
48. Fischer-Ghodsian N. Mitochondrial deafness mutation review. Hum Mutat. 1999;13(4):261-70.
49. Brookhouser PE. Diseases of the inner ear and sensorineural hearing loss. In: Bluestone CD, Stool SE, Alper CM, Arjamand EM, Casselbrant ML, Dohar JE, et al., editors. Pediatric Otolaryngology. 4 ed: Saunders; 2003.
50. Peña J. Introducción a la patología y terapéutica del lenguaje. In: Peña-Casanova J, editor. Manual de logopedia. 2 ed: Masson; 1994.
51. Manrique MJ, Cervera-Paz FJ, Huarte A, Pérez N, Molina M, García-Tapia R. Cerebral auditory plasticity and cochlear implants. Int J Pediatr Otorhinolaryngol. 1999;49(1):193-7.
52. Manrique MJ, Romero MD. Clasificación y etiología de la hipoacusia neurosensorial. In: Manrique MJ, Huarte A, editors. Implantes Cocleares: Masson; 2002. p. 87-96.
53. Salesa-Battle E. Audiometría liminar. In: Salesa-Battle E, Perelló-Scherdel E, Bonavida-Estupiñá A, editors. Tratado de Audiología. 2 ed. Barcelona: Elsevier España S.L.; 2013. p. 83-7.
54. Martínez J. Prótesis auditivas. In: Peña-Casanova J, editor. Manual de logopedia. Barcelona: Masson; 1994. p. 209-27.
55. Dillon H. Hearing aids. 2 ed. New York: Thieme; 2012.
56. Hougaard S, Jensen O, Kristensen M, Ludvigsen C, Petersen J, Weis P. Sonido y audición. Cobenhagen: Widex; 1995.

57. Olmo JC. Historia de las prótesis auditivas: American Academy of Audiology; 2011 [07/05/2014]. Available from: http://www.clinicasdeaudicion.com/documentos/articulos/historia_audioprotesis_auditivas.pdf.
58. Galvani A. De viribus electricitatis in motu musculari commentarius. Sel Art Inst Acad Comment. 1791(7):363-418.
59. Entralgo PL, Albarracín A, Guilén DG. Historia universal de la Medicina, fisiología de la ilustración. Barcelona: Salvat; 1973.
60. Gillispie C. Dictionary of scientific biography, Charles Scribner's sons. New York 1972.
61. Stevens SS. Acerca de la audición por medio de la estimulación eléctrica. J Acoust Soc Am. 1937(8):191-5.
62. Djourno A. Excitation électrique induite localisée à distance. In: Sciences RAd, editor. France 1953.
63. Djourno A, Kayser D. La méthode des excitations induites à distance. In: médicale Stfade, editor. 1954.
64. Djourno A, Eyriès C. Prothèse auditive par excitation électrique à distance du nerf sensoriel à l'aide d'un bobinage inclus à demeure. La Presse Médicale; 1957. p. 14-7.
65. Eyriès C. Experience personnelle. Les Cahiers d'ORL; 1979. p. 679-81.
66. Bekesy G. Experiments in Hearing. New York: Mc Graw-Hill; 1960.
67. Doyle J. Electrical Stimulation in Eighth Nerve Deafness. Bulletin of the Los Angeles Neurological Society. 1963:148-50.
68. Zöllner F, Keidel WD. Gehorvermittlung durch elektrische Erregung des Nervus Acusticus. Kehlkopftieilkunde: Archiv der Ohren Nasen; 1963. p. 216-23.

69. Simmons B. Electrical Stimulation of Acoustical Nerve and Inferior Colliculus. Archives of Otolaryngology. 1964;79:559-67.
70. Michelson RP. The results of electrical stimulation of the cochlea in human sensory deafness. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1971;80(6):914-9.
71. Clark GM, Tong YC, Martin LF. A multiple-channel cochlear implant: An evaluation using open-set CID sentences. Laryngoscope. 1981;91(4):628-34.
72. Chouard CH, Fugian C, Meyer B, Lacombe H. Long term results of multichannel cochlear implant. Ann N Y Acad Sci. 1983;405:387-411.
73. Chouard CH, Fugian C, Meyer B, Chabolle F. Multichannel sensorial intracochlear implanted device: description and clinical results. Futura Publishing Co. 1985.
74. Douek E, Fourcin AJ, Moore BC, Rosen S, Walliker JR, Frampton SL, et al. Clinical aspects of extracochlear electrical stimulation. Ann N Y Acad Sci. 1983;405:332-6.
75. Dillier N, Leifer LJ, Spillmann T. Erfahrungen mit elektrischer Stimulation des Hörnervs mittels Ohrkanal- und Promontoriumselektroden. Rexton Audio Symposium; Boomer AG (Zürich)1977. p. 39-48.
76. Spillmann T, Dillier N, Fisch U. Entwicklung und klinische Evaluation einer implantierbaren Cochlea-Elektrode. Akt Probl ORL. 1978;1:157-65.
77. Ruiz JM, Sainz M, Torre A, Roldán C, Vargas JL. Application of EABR for fitting cochlear implant processors. 6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation2002.
78. Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, Wolford RD, Eddington DK, Rabinowitz WM. Better speech recognition with cochlear implants. Nature. 1991;352(6332):236-8.
79. Wilson BS, Lawson DT, Zerbi M, Finley CC, Woldford RD. New processing strategies in cochlear implantation. Am J Otol. 1995;16(5):669-79.

80. Torre A, Bastarrica M, Torre R, Sainz M. Cochlear implant stimulation. Granada: Universidad de Granada; 2004.
81. Eddington DK. Speech discrimination in deaf subjects with cochlear implants. *J Acoust Soc Am.* 1980;68(3):885-91.
82. Sainz M, de la Torre A. Implante coclear. In: Salesa-Battle E, Perelló-Scherdel E, Bonavida-Estupiñá A, editors. *Tratado de audiología.* Barcelona: Elsevier España S. L.; 2013. p. 334-45.
83. Loizou PC. Mimicking the human ear. *IEEE Signal Processing Magazine.* 1998:101-30.
84. de la Torre A, Sainz M, Roldán C. Influence of the placement and configuration of the electrodes over the perception using cochlear implants. In: Manrique MJ, Ramos-Macías A, editors. *Proceedings of 6th European Symposium on Paediatric Cochlear Implantation;* Las Palmas de Gran Canaria: Eipse; 2002.
85. White M, Merzenich M, Gardi J. Multichannel cochlear implants: channel interaction and processor design. *Arch Otolaryngol.* 1984;110:493-501.
86. de la Torre A, Roldán C, Rosales P, Sainz M. Percepción del tono fundamental en pacientes con implante coclear. In: Rubio AJ, editor. *Actas de las II Jornadas en Tecnologías del Habla;* Granada: Universidad de Granada; 2002.
87. Falcon-Gonzalez JC, Borkoski-Barreiro S, Liminana-Canal JM, Ramos-Macias A. Recognition of music and melody in patients with cochlear implants, using a new programming approach for frequency assignment. *Acta otorrinolaringologica española.* 2014;65(5):289-96.
88. Quiñonez RE, Quiñonez RO. Acústica y Psicoacústica. In: Suárez C, editor. *Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello.* Madrid: Proyectos Médicos; 1999. p. 169-89.
89. Bonavida-Estupiñá A. Electroacústica. In: Salesa-Battle E, Perelló-Scherdel E, Bonavida-Estupiñá A, editors. *Tratado de Audiología.* 2 ed. Barcelona: Elsevier España S.L.; 2013. p. 83-7.

90. Diego AM, Merino M. Fundamentos físicos de la música. Valladolid: Universidad de Valladolid; 1988.
91. Cattoi B. Apuntes de acústica y escalas exóticas. Buenos Aires: Ricordi; 1985.
92. Zwicker E, Fastl H. Psychoacoustics. Facts and models. Berlin: Springer; 1999.
93. Fletcher H, Munson WA. Loudness, its definition, measurement and calculation. J Acoust Soc Am. 1933;5:2-108.
94. Corso JF. Age and Sex Differences in Pure-Tone Thresholds. J Acoust Soc Am. 1959;31:498-507.
95. Acoustics-Statistical distribution of hearing thresholds as a function of age, ISO 7029:2000 (2000).
96. Bonavida-Estupiñá A. Conceptos básicos de acústica fisiológica y psicoacústica aplicados al estudio y análisis de la función auditiva y vocal. In: Salesa-Battle E, Perelló-Scherdel E, Bonavida-Estupiñá A, editors. Tratado de Audiología. 2 ed. Barcelona: Elsevier España S.A.; 2013. p. 73-92.
97. Henderson D, Mills J, Coletti V. Límites psicofísicos del rendimiento auditivo: Implicaciones en el diagnóstico de la hipoacusia. In: Paparella M, Shumrick DA, editors. Otorrinolaringología, ciencias básicas y disciplinas afines. 2 ed. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana S.A.; 1982. p. 301-17.
98. Hall DE. Musical acoustics. California: Brooks; 2002.
99. Zwicker E, Fastl H. On the development of the critical band. J Acoust Soc Am. 1972;52:699-702.
100. Brown CJ, PLópez SM, Hughes ML, Abbas PJ. Relationship between EABR thresholds and levels used to program the Clarion speech processor. Ann Otol Rhinol Laryngol. 1999;177:50-7.

101. Abbas PJ, Brown CJ, Hughes ML, Hong SH. Temporal response measures of evoked auditory nerve activity using the Nucleus C124 neural response telemetry. First International Symposium and Workshop Objective measures in cochlear implantation; Nottingham1998.
102. Zimmerling MJ, Boyd P, Bouzas JG, Dacosta JR. Electrically evoked compound action potential (EAP) recording in Innerais patients: Influence of electrode configuration. First International Symposium and Workshop Objective measures in cochlear implantation; Nottingham1998.
103. Stephan K, Welzl-Müller K. Post-operative stapedius reflex tests with simultaneous loudness scaling in patients supplied with cochlear implants. *Audiology*. 2000;29(1):13-8.
104. Hodges AW, Balkany TJ, Ruth RA, Lambert PR, Donald-Ash S, Schloffman JJ. Electrical middle ear muscle reflex: use in cochlear implant programming. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 1997;117(3 Pt 1):255-61.
105. Sainz MA, de la Torre A, Roldán C, Ruiz JM, Vargas JL. Analysis of programming maps and its application for balancing multichannel cochlear implants. *Int J Audiol*. 2003;42(1):43-51.
106. Sainz MA, de la Torre A, Roldán C, Ruiz JM, Vargas JL. Analysis of electrical threshold and maximum comfortable levels in cochlear implant patients. Application for programming the speech processor. *Ami Otol Rhinol Laryngol*. 2002.
107. Sainz MA, de la Torre A, Roldán C, Ruiz JM, Vargas JL. Evolution and stability of the programming parameters in the Combi40+ cochlear implant. 6th European Symposium of Paediatric Cochlear Implantation2002.
108. Wilson BS, Finley CC, Lawson DT, Woldford RD, Eddington DK, Rabinowitz WM. Better speech recognition with cochlear implants. *Nature*. 1991;352(6332):236-8.
109. Dawson PW, Skok M, Clark GM. The effect of loudness imbalance between electrodes in cochlear implant users. *Ear Hear*. 1997;18(2):156-65.

110. Schmidt M, Griesser A. Long-term stability of fitting parameters with the COMBI 40. *Am J Otol.* 1997;18(6 Suppl):109-10.
111. Zwicker E, Fastl H. *Psychoacoustics: Facts and models.* Berlin: Springer; 1999.
112. Wier CC, Jesteadt W, Green PM. Frequency discrimination as a function of frequency and sensation level. *J Acoust Soc Am.* 1977;61(1):178-84.
113. Falcón-González JC, Boskoski-Barreiro S, Limiñana-Cañal JM, Ramos-Macías A. Reconocimiento auditivo musical y melódico en pacientes con implante coclear, mediante nuevo método de programación de asignación frecuencial. *Acta Otolaringol Esp.* 2014;65(5):289-96.
114. Online Mendelian Inheritance in Man (OMIM). Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/omim>.
115. Caposeco A, Hickson L, Pedley K. Cochlear implant outcomes in adults and adolescents with early-onset hearing loss. *Ear and Hearing.* 2012;33:209-20.
116. Ariel Moctezuma JT. An overview of cochlear implant systems. Urbana-Champaign I, editor. BIOE, University of Illinois 2011.
117. Gifford RH, Revit LJ. Speech perception for adult cochlear implant recipients in a realistic background noise: Effectiveness of preprocessing strategies and external options for improving speech recognition in noise. *Journal of the American Academy of Audiology.* 2010;21:441-51.
118. Ferguson SH, Kewlay-Port D. Vowel intelligibility in clear and conversational speech for normal-hearing and hearing-impaired listeners. *Journal of the Acoustical Society of America.* 2002;112:259-71.
119. Ferguson SH. Talker differences in clear and conversational speech: Vowel intelligibility for normal-hearing listeners. *Journal of the Acoustical Society of America.* 2004;116:2365-73.

120. Swanepoel R, Oosthuizen DJJ, Hanekom JJ. The relative importance of spectral cues for vowel recognition in severe noise. *Journal of the Acoustical Society of America*. 2012;132:2652-62.
121. Liu C, Kewley-Port D. Formant discrimination in noise for isolated vowels. *Journal of the Acoustical Society of America*. 2004;116:3119-29.
122. Nearey TM. Static, dynamic and relational properties in vowel perception. *Journal of the Acoustical Society of America*. 1989;85(1088-2113).
123. Peterson GE, Barney HL. Control methods used in a study of the vowels. *Journal of the Acoustical Society of America*. 1952;24(175-84).
124. Parikh G, Loizou PC. The influence of noise on vowel and consonant cues. *Journal of the Acoustical Society of America*. 2005;118:3874-88.
125. Van Zyl M, Hanekom JJ. Perception of vowels and prosody by cochlear implant recipients in noise. *Journal of Communication Disorders*. 2013;46:449-64.
126. Winn MB, Rhone AE, Chatterjee M, Idsardi WJ. The use of auditory and visual context in speech perception by listeners with normal hearing and listeners with cochlear implants. *Frontiers in psychology*. 2013;4:1-13.
127. Baudhuin J, Cadieux J, Firszt JB, Reeder RM, Maxson JL. Optimization of Programming Parameters in Children with the Advanced Bionics Cochlear Implant. *Journal of the American Academy of Audiology*. 2012;23(5):302-12.
128. Zhou N, Pfingst BE. Effects of Site-Specific Level Adjustments on Speech Recognition With Cochlear Implants. *Ear Hear*. 2014;35(1):30-40.
129. Battmer RD, Borel S, Brendel M, Buchner A, Cooper H, Fielden C, et al. Assessment of 'Fitting to Outcomes Expert' FOX™ with new cochlear implant users in a multi-centre study. *Cochlear Implants Ind*. 2015;16(2):100-9.
130. Ramos-Macias A, Deive-Maggiolo L, Artiles-Cabrera O, Gonzalez-Aguado R, Borkoski-Barreiro SA, Masgoret-Palau E, et al. [Bilateral cochlear implants in

children: acquisition of binaural hearing]. *Acta otorrinolaringologica espanola*. 2013;64(1):31-6.

131. Lassaletta L, Calvino M, Sánchez-Cuadrado I, Pérez-Mora RM, Gavilán J. Which ear should we choose for cochlear implantation in the elderly: The poorer or the better? Audiometric outcomes, quality of sound, and quality-of-life results. *Acta Otolaryngol*. 2015;135(12):1268-76.

132. Calvino M, Gavilan J, Sanchez-Cuadrado I, Perez-Mora RM, Munoz E, Lassaletta L. Validation of the Hearing Implant Sound Quality Index (HISQUI) to assess Spanish-speaking cochlear implant users' auditory abilities in everyday communication situations. *Acta Otolaryngol*. 2015:1-8.

8 ÍNDICE DE FIGURAS

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 Células ciliadas

6 Representación de los pasos que sigue el sonido hasta llegar a los canales del implante coclear

7 Curvas isofónicas de Fletcher-Munson

8 Implante coclear Nucleus

9 Analizador de espectro de audio

9 ÍNDICE DE GRÁFICOS

1 Tipo de implantación

2 Etiología de la hipoacusia

3 Box-plot: Comparación del reconocimiento de bisílabas a campo libre con implante (programación convencional vs programación frecuencial)

4 Box-plot: Comparación del reconocimiento de frases a campo libre con implante (programación convencional vs programación frecuencial)

5 Box-plot: Comparación de umbrales en la audiometría tonal a campo libre (programación convencional vs programación frecuencial)

6 Box-plot: Comparación de los valores del HINT(programación convencional vs programación frecuencial)

7 Box-plot: Comparación del reconocimiento de bisílabas a campo libre en pacientes implantados unilateralmente (programación convencional vs programación frecuencial)

8 Box-plot: Comparación del reconocimiento de frases a campo libre en pacientes implantados unilateralmente (programación convencional vs programación frecuencial)

9 Box-plot: Comparación de umbrales en la audiometría tonal a campo libre en pacientes implantados unilateralmente (programación convencional vs programación frecuencial)

10 Box-plot: Comparación de los valores del HINT en pacientes implantados unilateralmente (programación convencional vs programación frecuencial)

11 Box-plot: Comparación del reconocimiento de bisílabas a campo libre en pacientes implantados bilateralmente (programación convencional vs programación frecuencial)

12 Box-plot: Comparación del reconocimiento de frases a campo libre en pacientes implantados bilateralmente (programación convencional vs

programación frecuencial)

13 Box-plot: Comparación de umbrales en la audiometría tonal a campo libre en pacientes implantados bilateralmente (programación convencional vs programación frecuencial)

14 Box-plot: Comparación de los valores del HINT en pacientes implantados bilateralmente (programación convencional vs programación frecuencial)

10 ÍNDICE DE TABLAS

1 Clasificación de las hipoacusias

2 Diferencia de Medias e Intervalos de confianza de las pruebas realizadas

**11 COMUNICACIONES DERIVADAS DE ESTE
TRABAJO**

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

Fecha Selección : | | | | - | | | | - | | | |

FORMULARIO CRITERIOS DE INCLUSIÓN (ANEXO I)

Criterios Generales:	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.	
Portadores de Nucleus 24 y 510 con velocidad 900-1200 Hz con mas de 1 año de uso del procesador.	
Estrategia de coficación ACE	
Mapa de programación estable	
Procesador Freedom o CP 810	
Mínimo de 18 canales operativos	
> 50 % de comprensión del habla para frases con IC en silencio, sin lectura labial a 65 dB HL.	

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

FORMULARIO DE SEGUIMIENTO (Anexo II)

Visita	Tarea	Realizado
<p align="center">1ª visita</p> <p align="center">Semana 1</p>	Criterios de inclusión.	
	Información y firma de Consentimiento	
	Historial otológico, audiológico y audioprotésico.	
	Logoaudiometría con y sin prótesis auditiva.	
	Audiometría tonal sin prótesis.	
<p align="center">2ª visita</p> <p align="center">Semana 5</p>	MAPA estable estándar	
	Realización de bisílabas, frases y HINT en campo libre con prótesis auditiva	
	Programación frecuencial	
<p align="center">3ª visita</p> <p align="center">Semana 7</p>	Optimización en intensidad del MAPA frecuencial	
<p align="center">4ª visita</p> <p align="center">Semana 8</p>	MAPA estable frecuencial	
	Realización de bisílabas, frases y HINT en campo libre con prótesis auditiva	

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

Fecha selección: / /

Género: femenino

Edad: | | | años

PERFIL OTOLÓGICO Y AUDIOLÓGICO (ANEXO III)

ETIOLOGÍA 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"/>	Otosclerosis
<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 _____		

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

años

MODO DE APARICIÓN:

	OD	OI	
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Súbita
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	Progresiva

ACÚFENOS: Presente No presente

	OD	OI	ambos	NO
	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

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:
<input type="checkbox"/> IC	<input type="checkbox"/> IC	años meses
<input type="checkbox"/> Ninguna	<input type="checkbox"/> Ninguna	

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 (ANEXOIV)

Audiometría Tonal (en campo libre con su equipación: implante uni o bilateral) Fecha: / /

250 Hz	500 Hz	1000 Hz	2000 Hz	4000 Hz	8000 Hz	Media de umbrales
<input type="text"/>						

HINT



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.

Porcentaje de discriminación de bisílabas - Test Audiológico II Protocolo de Navarra, desarrollado por M.R.

- 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

/ 100

%

Porcentaje de discriminación de bisílabas - Test Audiológico II Protocolo de Navarra, desarrollado por M.R. Cárdenas y V. Marrero - en silencio, sin lectura labial a 65 dB HL.

A1	A2	A3	A4	A5
Mujer	Cartel	Tardes	Alga	Techo
Portal	Corren	Anís	Lunes	Cobre
Tierra	Gases	Cedo	Tendo	Fiesta
Quince	Ligo	Crema	Bondad	Puerta
Hotel	Nidos	Guapa	Choca	Verdad
Resta	Refrán	Luces	Dejo	Arme
Yema	Velo	Pelas	Humo	Cine
Alga	Amén	Ruegas	Mero	Finos
Canto	Leche	Vuelas	Pila	Laven
Correr	Seas	Cientos	Sueño	Mote
Fuerza	Anda	Llaves	Borde	Pleno
León	Cebra	Tía	Terca	Tecla
Mulo	Creo	Bajo	Nubes	Bedel
Queso	Lloras	Curas	Brisa	Riña
Valles	Mudo	Hierba	Cinco	Gaita
Veinte	Nunca	Mantel	Hijas	Callos
Jefe	Regla	Perros	Justa	Copias
Sede	Venas	Sartén	Mesa	Fresa
Sastre	Pierna	Fleco	Pintor	Lengua
Alma	Pista	Saca	Fuente	Orden
Higos	Tima	Coche	Ese	Usen
Puso	Tiño	Cada	Hacha	Osa
Diga	Tiempo	Tiempo	Leyes	Lado
Día	Uvas	Monton	Torres	Veo
Piso	Día	Noche	Alzar	Moza
(/25)	(/25)	(/25)	(/25)	(/25)
(%)	(%)	(%)	(%)	(%)

