

Oír con un implante Coclear



*Juan Manuel Cornejo
Norma Castañeda
María del Pilar Granados
Universidad Autónoma Metropolitana.
Área de Ingeniería Biomédica. Laboratorio de Audiología
Lizzete Carranco Hernández
Instituto Nacional de Enfermedades Respiratorias.
Departamento de Audiología*

50 años
Casa abierta al tiempo

I.- Introducción

El sentido del oído juega un papel relevante en el curso de las diferentes etapas del desarrollo del individuo; inicialmente dentro de su núcleo familiar y posteriormente como integrante de una sociedad. La percepción de los sonidos del entorno y en particular de la voz, posibilitan y complementa el acceso a una pluralidad de elementos de información de naturaleza diversa, determinantes de la manera en que el individuo transitará y se conducirá a través de las distintas etapas de su desarrollo. La disminución o pérdida de la audición -hipoacusia- atenta contra el desarrollo afectivo, educativo, social y laboral del sujeto; demeritando su calidad de vida permanentemente si no se detecta y atiende oportunamente.

La alternativa tecnológica más moderna para restituir la audición es el Implante Coclear (IC); prótesis alterna al auxiliar auditivo convencional que amplifica selectivamente el espectro de frecuencia del sonido a fin de paliar los efectos de una hipoacusia. En contraste el IC es un dispositivo que, mediante un conjunto de pequeños electrodos colocados quirúrgicamente dentro de la cóclea, estimula eléctricamente el nervio auditivo del paciente. Esta estimulación se lleva a cabo valiéndose de un código que toma en cuenta las características de intensidad y contenido de frecuencia del sonido; confiriendo al paciente una experiencia auditiva que privilegia la percepción de la voz sobre los demás sonidos del entorno.

Sin embargo, la experiencia acumulada hasta hoy, muestra que el desempeño de los pacientes usuarios de IC en la adquisición y producción de voz es muy variado, aun tratándose de pacientes hipoacúsicos

equiparables entre sí, y usuarios de un mismo tipo de IC. Entre los factores que pueden afectar este desempeño, están problemas de salud adicionales a la hipoacusia, edad del paciente al momento de la implantación, duración del periodo de privación auditiva, estrategia de rehabilitación, tiempo en el uso del IC, entre otros.

La estimulación del nervio auditivo con una corriente eléctrica, evoca en el paciente una experiencia auditiva que cambia de tono dependiendo de la porción del nervio estimulada a lo largo de la cóclea, aguda en la base de la cóclea y grave en la parte apical. Adicionalmente, dependiendo del nivel de esta corriente, la sensación puede ser apenas perceptible -bajo nivel de corriente- o muy intensa -elevado nivel de corriente-.

La sensibilidad del nervio auditivo a la corriente eléctrica varía de forma no sistemática a lo largo de la cóclea, lo mismo que entre pacientes, haciendo aconsejable el ajuste individualizado del nivel de la corriente aplicada a través de los electrodos de estimulación. Desafortunadamente hoy día esto no es posible. Aun cuando se puede saber si el nervio auditivo responde a la excitación eléctrica, hoy día no es posible contar con evidencia de la respuesta del nervio auditivo a la estimulación eléctrica aportada por el IC durante su funcionamiento cotidiano.

Por lo anterior, no es posible saber si el nivel de estimulación establecido en cada electrodo, consigue el propósito de proveer una audición útil. Una estimulación insuficiente significa un electrodo no funcional en términos auditivos, en el otro extremo, una estimulación excesiva significa desde distorsión auditiva, hasta irritabilidad o dolor en el paciente.

Actualmente la determinación del nivel de estimulación en los electrodos se hace preguntando al paciente acerca de la calidad de la sensación auditiva experimentada para distintos niveles de corriente.

Por su subjetividad este método tiene serias limitaciones, especialmente en pacientes de corta edad y/o carentes de algún otro recurso de comunicación.

En lo que sigue se abordan algunos de los aspectos relevantes del sonido en términos del manejo que de éste hace el IC y de una metodología desarrollada en el Laboratorio de Audiología de la UAM-I encaminada al ajuste individual del nivel de estimulación eléctrica en los electrodos del IC, prescindiendo de la participación consciente del paciente.

II.- De lo que oímos

Por su naturaleza, el sonido puede entenderse como el viaje, a través del aire, de la onda de presión generada por la repetida compresión y descompresión del aire que circunda a un objeto que vibra. Onda cuya amplitud se atenúa gradualmente hasta desaparecer conforme se aleja del objeto que vibra. Similar a la forma en que desaparecen los círculos concéntricos generados por la caída de gotas de lluvia sobre un espejo de agua que, al mismo tiempo que aumentan de tamaño, poco a poco se desvanecen.

Los atributos del sonido determinantes para que el oído nos revele su presencia son frecuencia y nivel de presión sonora, aunque a esta última en el argot clínico se le refiera comúnmente como intensidad. El oído humano es capaz de percibir sonidos cuya frecuencia esté en el intervalo de 20 a 20 000 Hz. Sin embargo, para propósitos de comunicación humana el interva-

lo de interés se reduce a una banda de frecuencia de 125 a 8 000 Hz; al margen del idioma, el conjunto de sonidos empleados en la comunicación humana toma lugar en esta banda de frecuencia.

Por otra parte, el nivel de la presión sonora necesario para percibir un sonido varía dependiendo de la frecuencia, esto es, la sensibilidad del oído al sonido varía dependiendo de la frecuencia. En un sujeto auditivamente normal, la presión sonora umbral para percibir un sonido de 1000 Hz es de 20 μ Pa -micro Pascales-. Eligiendo como referencia el anterior valor, la presión sonora umbral para que un sujeto sano perciba un sonido de 8000, 2000, 500 o 125 Hz resulta ser 2, 1.25, 1.7 y 8.4 veces mayor, respectivamente. En contraste, a 1000 Hz, el oído sano es capaz de oír y tolerar una presión sonora un millón de veces mayor a la presión de referencia, previo a que la sensación auditiva se torne dolorosa.

Debido a lo extenso del intervalo de presión sonora con el que el oído puede contener, para la medida del sonido se utiliza una escala logarítmica referida a 20 μ Pa. De esta forma la intensidad de un sonido se determina en relación a la presión umbral de percepción auditiva, expresada en decibeles [dB]. Se define decibel $_{SPL}$ - *Sound Pressure Level* - como: $dB_{SPL} = 20 \log [P_m/20 \mu Pa]$, donde P_m es la presión sonora que se mide. De ahí que la presión de 20 μ Pa correspondiente al umbral de percepción auditiva sea igual a 0 dB_{SPL} , y en el otro extremo, el nivel de presión sonora máximo audible es igual a 120 dB_{SPL} .

Adicional a la escala en dB_{SPL} , también se utiliza una escala en dB_{HL} - *Hearing Level*-, derivada de la anterior y empleada para clasificar el grado de hipoacusia del sujeto.

En esta escala se toma en cuenta la variación de sensibilidad del oído conforme a la frecuencia del sonido, además de incorporar un criterio de normalidad. Un sujeto con umbrales auditivos entre 0 y 20 d_{BHL} en una banda de 125 a 8 000 Hz se considera auditivamente normal, mientras que umbrales auditivos superiores a 20 d_{BHL} se clasifican como diferentes grados de hipoacusia. Lo anterior delimita el rango de frecuencia, 125 a 8 000 Hz, y presión sonora, 0 a 120 d_{BSPL} , donde reside el conjunto de sonidos empleados en la comunicación humana. Conjunto que el oído del implantado debe ser capaz de oír e identificar, no obstante estar inmerso en un universo de sonidos que interfieren con su inteligibilidad.

III.- De la voz y el implantado

En la producción del habla se identifican sonidos vocales y consonantes que experimentan cambios continuos de intensidad y frecuencia [1]. En general los sonidos vocales son de mayor intensidad y contenido espectral agrupado en torno a una frecuencia fundamental, a diferencia de los sonidos consonantes de menor intensidad y contenido espectral más disperso. Las relaciones de intensidad en estos sonidos, individuales y de conjunto, son elementos determinantes en la inteligibilidad de la voz. La gráfica del análisis de frecuencia de los sonidos vocales se caracteriza por la presencia de picos de gran amplitud seguidos de valles de menor amplitud. Si bien la frecuencia a la que ocurren estos picos constituye información relevante para su identificación, el contraste espectral, diferencia entre la amplitud pico y la del valle inmediato siguiente, es también de importancia para su identificación [2], [3]. Un sujeto con audición normal requiere de un contraste espectral de entre 1 a 2 dB, para identificar sonidos vocales con un 75% de

confianza. La importancia de lo anterior radica en que el paciente implantado además de tener umbrales auditivos superiores a lo normal, debido a las características de diseño del IC, experimenta el estrechamiento del rango de intensidad, esto es la diferencia entre la intensidad sonora umbral de percepción auditiva y la intensidad sonora máxima audible libre de molestia.

En teoría un rango de intensidad amplio, permite adquirir más información sonora lo que permite al sujeto percibir desde sonidos tenues, hasta muy sonoros. Un rango de intensidad demasiado estrecho limita la percepción de sonidos tenues. Considerando que la voz no tiene una misma sonoridad, un rango de intensidad demasiado estrecho puede demeritar la comprensión de la voz, aún en un ambiente con bajo nivel de ruido.

Por otro lado, este rango de intensidad reducido debe hacerse corresponder con el rango de la corriente eléctrica de estimulación que signifique una experiencia auditiva cómoda y libre de molestia. Esto significa, por un lado, hacer coincidir la mínima intensidad sonora de entrada al IC, con la corriente eléctrica umbral de percepción auditiva, y en el otro extremo, hacer coincidir la intensidad máxima de entrada al IC con el máximo valor de corriente eléctrica que proporcione al usuario IC una audición libre de molestia.

Sin embargo, en el implantado la relación entre la corriente eléctrica umbral de sensación auditiva y la corriente máxima tolerable es de solo 6 a 15 dB, esto es, el nivel de corriente correspondiente a una sensación auditiva libre de molestia es de 2 a 6 veces mayor a la corriente umbral de percepción auditiva [4].

En el paciente implantado el acceso a la información sonora, desde luego incluida la voz, está restringido por un rango de intensidad sonora recortado, información que luego es compactada en un rango de corriente eléctrica aún más estrecho, agregado a una resolución en frecuencia también disminuida, comprometiendo el objetivo de proporcionar al implantado información suficiente tal que la voz le sea inteligible. Por otra parte, lo anterior resalta la importancia de la atinada elección del rango de corriente en los electrodos de estimulación a fin de maximizar el beneficio aportado por el IC al paciente.

IV.- Del oído y el implante coclear

El oído acondiciona la intensidad y contenido de frecuencia del sonido de entrada a través de diferentes estructuras tales como el pabellón auricular, conducto auditivo, tímpano, etc., privilegiando la banda de frecuencia donde reside la voz y actuando, cuando es necesario, mecanismos que lo protegen de sonidos excesivamente intensos. Este procesamiento del sonido inicia a partir del pabellón auditivo y continúa hasta su arribo a la Cóclea, estructura ósea en forma de caracol en cuyo interior, desde la base hasta el ápice, se aloja la *membrana* basilar.

En la *cóclea* toma lugar la transducción del sonido en pulsos eléctricos que, a través del nervio auditivo, son conducidos hacia estructuras superiores de la corteza cerebral para su interpretación auditiva. Esta señal eléctrica se genera por la activación selectiva conforme a la frecuencia, de decenas de miles de células ciliadas localizadas en la superficie de la membrana basilar [9]. La activación de las *células ciliadas* ubicadas a nivel de la región basal

de la cóclea corresponde a sonidos de una frecuencia próxima a los 20 000 Hz, mientras que la activación de aquellas ubicadas a lo largo de la membrana basilar en sentido apical, obedece a frecuencias progresivamente menores, hasta alcanzar una frecuencia de 20 Hz. A esta activación de las células ciliadas depende de la frecuencia del sonido de entrada y de su ubicación a lo largo de la membrana basilar se le denomina organización tonotópica de la cóclea.

Este funcionamiento de la cóclea da por resultado que la intensidad y contenido de frecuencia del sonido de entrada al oído se traduzca en una serie de pulsos eléctricos de amplitud variable que, viajando a través de diferentes fibras del nervio auditivo organizadas conforme a la frecuencia, inervan regiones específicas de la corteza auditiva.

Cuando por alguna razón la función coclear se deteriora parcial o totalmente, la hipoacusia resultante no puede corregirse mediante la sola amplificación del sonido, siendo el empleo del Implante Coclear la alternativa a seguir, si la condición general de salud del sujeto no la contraviene. El IC estimula eléctricamente el nervio auditivo mediante un conjunto de electrodos alojados en el interior de la cóclea y un electrodo extracoclear de referencia, todos ellos implantados a través de un procedimiento quirúrgico.

La figura No.1 ilustra la ubicación de algunos de los componentes internos y externos del IC y su ubicación en el paciente. La operación básica del IC inicia con la captura del sonido por medio de un micrófono (1), cuya señal de salida se envía al procesador de sonidos (2) para ser

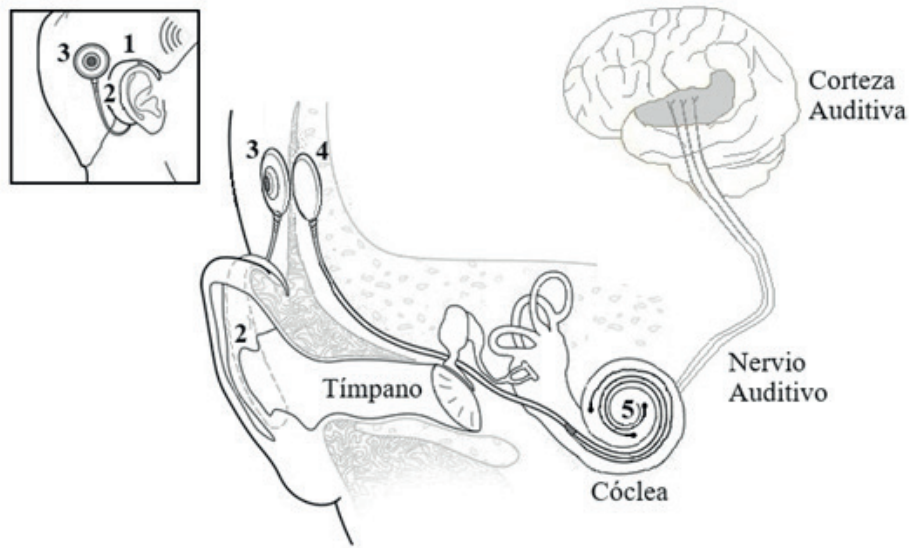


Figura No.1. Componentes básicos del Implante Coclear (IC). 1) Micrófono para la captura del sonido 2) Procesador de sonidos donde se analiza el contenido de frecuencia del sonido mediante un conjunto de filtros pasa-banda, se extraen los rasgos más significativos del sonido para la comprensión de la voz y se construye un código para la activación de los electrodos intracocleares de estimulación (5). El código de activación se transmite al receptor /estimulador (4) vía un enlace de radiofrecuencia entre éste y la antena (3). Finalmente, la respuesta del nervio auditivo a la estimulación eléctrica derivada de un estímulo sonoro de entrada viaja a través del nervio auditivo hacia la corteza auditiva para su interpretación en términos auditivos.

amplificada y posteriormente filtrada en tantas bandas de frecuencia como electrodos de estimulación tenga el IC -12, 16 o 22 electrodos dependiendo del dispositivo-dentro de un ancho de banda de 125 Hz a 8 kHz. El nivel de energía que se obtiene a la salida de las distintas bandas de frecuencia en las que se filtra el sonido de entrada, determina el nivel de corriente que se envía a los electrodos de estimulación, observando la organización tonotópica de la cóclea. El resultado final del anterior procesamiento es la consecución de un código de estimulación que se transmite vía un enlace de radiofrecuencia entre las antenas transmisora (3) y el receptor/estimulador (4), que determina el número y secuencia con la que se activarán los electrodos de estimulación (5) alojados a lo largo de la cóclea.

La estimulación eléctrica provista por el IC es resultado de la emulación del procesamiento que del sonido de entrada hace el oído, sin embargo, existen algunas diferencias. El rango de intensidad de 120 dB_{SPL} que maneja el oído normal, se reduce a una fracción de éste en el implantado. La relación de 1 a un millón entre la intensidad sonora umbral de percepción y la intensidad sonora máxima tolerable, se reduce a una relación de 1 a mil en el caso del implantado [5], [6]. Esta reducción se debe a que el IC opera en una porción o ventana de 50 o 60 dB_{SPL} del rango normal de intensidad sonora. Si este rango normal de intensidad se representa por un pastel de forma circular, en el paciente implantado el rango de intensidad se reduce y compacta en una rebanada de *juna milésima parte de ese pastel!* Esto no es de

sorprender puesto que la intensidad promedio de una conversación es de 60 dB_{SPL}, que coincide con el rango de la intensidad de entrada al IC. Por otra parte, si bien el ancho de esta ventana está fijo en 60 dB_{SPL}, el diseño del IC permite desplazar la ventana a partir de valores mayores a 0 dB_{SPL}. En la práctica, el deslizamiento de esta ventana *-mediante el control de sensibilidad del IC-* permite privilegiar la percepción de sonidos de baja, media o alta intensidad, dependiendo de la condición del paciente.

En la cóclea, el análisis de frecuencia del sonido de entrada se lleva a cabo por una población de aproximadamente 15 000 células ciliadas, entre células ciliadas internas y externas. Mientras que el análisis de frecuencia realizado por el IC se reduce a un conjunto de 12, 16 o 22 bandas de frecuencia, dependiendo del tipo de IC. El ancho de banda del IC, 125 a 8 000 Hz, se divide en tantas bandas de frecuencia como electrodos de estimulación tenga el dispositivo. Sin embargo, el número de bandas de frecuencia puede ser menor si, concluida la cirugía, algún o algunos electrodos intracocleares no resultan funcionales. El resultado del análisis del sonido de entrada practicado en el IC determina la posición del electrodo intracoclear que se activará, y el nivel de la corriente eléctrica aplicada al nervio auditivo a través del electrodo.

V.- De la activación conductual del IC

Para ayudar a entender la experiencia de oír a través de un IC imaginemos escuchar una melodía ejecutada en un arpa - -, donde el ejecutante *-implante coclear-* pulsa selectivamente *-activación de electrodos conforme a la frecuencia-* y con diferente fuerza *-nivel de la corriente aplicada a*

cada electrodo- las cuerdas del instrumento. Esta experiencia puede no ser placentera si una cuerda del arpa “enmudece”, aun cuando el ejecutante la pulse *-electrodo no funcional-*, o bien que el ejecutante pulse la cuerda suavemente *-nivel de corriente bajo-* o con fuerza excesiva *-nivel de corriente alto-*; un escenario catastrófico es aquel en donde el arpa está desafinada *-elección desafortunada del nivel de corriente en varios electrodos-*.

Estos y otros escenarios indeseables se encuentran frecuentemente en pacientes que, por su condición de salud o edad, no están en posibilidad de proporcionar información acerca de la calidad de la estimulación/audición lograda en el ajuste de los niveles de estimulación de los electrodos, *activación y/o adaptación del IC*.

Para saber si el nervio auditivo es capaz de responder a la estimulación eléctrica, de entre el conjunto de electrodos recién insertados en la cóclea se eligen electrodos de estimulación y registro, referidos a un tercero neutro. Con esta configuración de electrodos se envían pulsos bifásicos de corriente de nivel creciente hasta detectar la respuesta del nervio auditivo. Este procedimiento se realiza mientras el paciente se haya bajo anestesia, esto debido al empleo de niveles de corriente supraumbrales incómodos para el paciente e inclusive dolorosos. Es de mencionar que en la realización de este proceso se prescinde del papel del procesador de sonidos del IC.

Mediante el anterior procedimiento se determina en cada uno de los electrodos el nivel umbral de corriente a partir del cual el nervio auditivo responde. Idealmente este umbral debería ser igual al umbral de percepción auditiva, desafortunada-

mente no es así. Esto se debe, entre otros factores, a que tanto las características de la corriente eléctrica, como la ubicación de los electrodos de estimulación, no son las mismas a las empleadas en el uso cotidiano del IC. Sin embargo, a pesar de estas limitaciones, una fracción del nivel umbral de corriente hallado durante la cirugía se emplea como una primera aproximación a los niveles de corriente umbral de percepción y máximo de estimulación. Por lo anterior, para la activación inicial del IC, se recurre a la determinación subjetiva del nivel de la corriente umbral de percepción auditiva, en todos o algunos electrodos, a través de las respuestas del paciente: niños y adultos con recursos de comunicación suficientes.

En pacientes de corta edad o no cooperadores, se observa la conducta del paciente en el desempeño cotidiano de sus actividades durante un periodo de tiempo seguido al ajuste de los niveles de corriente, dando lugar a un proceso de aproximaciones sucesivas, hasta lograr la estimulación satisfactoria, a juicio del audiólogo. De tal suerte que el método se torna difícil, demorado y errático, prolongando excesivamente el tiempo en alcanzar una estimulación eléctrica adecuada en todos los electrodos. El desafío es todavía mayor cuando se agrega el hecho de que, hoy día, un implante se puede colocar en un paciente de menos de doce meses de edad, lo que hace pensar en la necesidad de métodos alternos para la determinación del rango de la corriente eléctrica independientes de las respuestas del paciente.

Las características de la corriente eléctrica en el uso cotidiano del dispositivo difieren a las empleadas para la obtención de la respuesta del nervio durante la cirugía,

además de que la ruta seguida por la corriente eléctrica que se establece entre el par de electrodos de estimulación cambia debido a que el electrodo de referencia se traslada a un electrodo extracoclear, que también puede ser la carcasa que aloja al receptor/estimulador. La respuesta del nervio auditivo depende de las características morfológicas y del nivel de la corriente de estimulación, además de la capacidad de respuesta de la porción del nervio auditivo ubicada próxima al electrodo de estimulación. Se sabe que, para un mismo nivel de corriente, la región apical del nervio responde mejor que la región basal, sin embargo, esta variación de sensibilidad no es sistemática a lo largo de la cóclea del paciente, ni la sensibilidad es la misma entre pacientes. Por otra parte, una vez que el nervio auditivo responde a un estímulo, necesita de un lapso de tiempo para estar en condición de responder a un siguiente estímulo *-periodo refractario-*, limitando con esto la frecuencia de la corriente de estimulación a valores inferiores a 150 Hz. En contraste con una frecuencia de 900 Hz o mayor, empleada en el uso diario del dispositivo

Por lo anterior, hoy día no se cuenta con evidencia objetiva de la respuesta del nervio auditivo durante el uso cotidiano del dispositivo. Las diferencias cualitativas entre la corriente empleada para la obtención de la respuesta del nervio y aquella empleada en el uso diario del dispositivo implican cambios en el nivel de la corriente umbral a la que responde el nervio, además del consiguiente cambio de sonoridad en el paciente. Por último, también se carece de información acerca de la correspondencia entre el rango de intensidad de entrada, ganancia y sensibilidad del procesador de sonido del IC, y el rango de co-

rriente en los electrodos. Lo que da lugar a la percepción de algunos sonidos y no de otros de similar intensidad, incomodidad a ciertos sonidos e indiferencia a otros, pronunciación deficiente, e inclusive irritabilidad. En suma, una audición que no asegura la percepción adecuada de la voz.

VI.- De la activación-evaluación objetiva del IC

Para contribuir a la solución de este problema, el Laboratorio de Audiología de la UAM ha desarrollado una metodología para la determinación del nivel de corriente en el conjunto de electrodos de estimulación del IC, prescindiendo de la participación consciente del sujeto [7], [8].

Un aspecto relevante de esta metodología es la inclusión de la etapa de procesamiento de sonido del IC y que la determinación del rango de corriente en cada uno de los electrodos de estimulación se realiza en condiciones de uso cotidiano, estando el paciente dormido, esto es, el IC se halla funcionando en condiciones reales de uso.

Esto se logra gracias al hallazgo de un potencial eléctrico, no reportado previamente en la literatura, que se genera cuando la corriente eléctrica de estimulación correspondiente a un sonido de entrada, alcanza el nivel suficiente para evocar la respuesta del nervio auditivo. Este potencial se registra a nivel cuero cabelludo, empleando una configuración de electrodos que reduce el artefacto eléctrico producido por el funcionamiento del IC. La presencia de este potencial no tiene restricciones de edad, género, condición general de salud del paciente o tiempo de uso del IC. Hasta ahora no se observan cambios de amplitud o morfológicos atribuibles a la medicación

del sujeto. Sus características morfológicas son las mismas independientemente del fabricante del IC. Sin embargo, debido a que su amplitud es de solo unos cuantos micro volts, para su registro es condición indispensable que el paciente permanezca en sueño fisiológico.

Como estímulos de prueba se envían, a través de un altavoz, sonidos de corta duración de diferente intensidad, y de frecuencia coincidentes con la frecuencia central de cada una de las bandas de frecuencia contempladas por el IC.

Con la presentación de cada estímulo sonoro se adquiere un tramo de electroencefalograma donde probablemente se encuentre contenida la respuesta del nervio auditivo. Procediendo en forma similar hasta explorar todos los electrodos intracocleares. Este procedimiento se repite algo más de cien veces en cada electrodo por cada intensidad de prueba.

Por resultado se obtiene la *intensidad* sonora a la que cada electrodo se activa, dependiente del rango de corriente individual del electrodo. Con esta información y ajustando el rango de corriente de los electrodos se uniformizan los umbrales auditivos en todo el rango de frecuencia del IC. Aun cuando en los electrodos la sensibilidad no sea la misma, mediante el ajuste del rango de corriente se consigue que el umbral auditivo corresponda a una misma intensidad sonora. Logrando así una audición que pondera equilibradamente la intensidad y contenido de frecuencia en el ancho de banda de la voz.

El uso de esta metodología permite abordar con mayor certidumbre los casos de niños difíciles de activar mediante el

método conductual, reduciendo los casos de estimulación insuficiente o excesiva y detectando electrodos no funcionales, mejorando la aceptación del dispositivo. La aplicación de esta metodología para la activación y seguimiento del paciente implantado ayuda a evitar niveles de estimulación que prefiguren escenarios no propicios para la rehabilitación/habilitación del paciente implantado, esto sin las afectaciones debidas a la subjetividad de las respuestas del paciente.

VII.- Referencias

- [1] A. J. Oxenham and S. P. Bacon, "Psychophysical Manifestations of Listeners," in *From Cochlea to Cochlear Implants*, 2004, pp. 62–106.
- [2] R. L. Freyman and G. P. Nerbonne, "The Importance of Consotant - Vowel Intensity Ratio in the Intelligibility of Voiceless Consonants," *J. Speech Hear. Res.*, vol. 32, no. September 1989, pp. 524–535, 1989.
- [3] R. L. Freyman, G. P. Nerbonne, and H. A. Cote, "Effect of consonant-vowel ratio modification on amplitude envelope cues for consonant recognition," *J. Speech Hear. Res.*, vol. 34, no. 2, pp. 415–426, 1991, doi: 10.1044/jshr.3402.415.
- [4] F. Qian-Jie and R. V. Shannon, "Effects of Dynamic Range and Amplitude Mapping on Phoneme Recognition in Nucleus-22 Cochlear Implant Users," *Ear Hear.*, vol. 21, pp. 227–235, 2000.
- [5] P. W. Dawson, A. E. Vandali, M. R. Knight, and J. M. Heasman, "Clinical evaluation of expanded input dynamic range in nucleus cochlear implants," *Ear Hear.*, vol. 28, no. 2, pp. 163–176, 2007, doi: 10.1097/AUD.0b013e3180312651.
- [6] A. J. Spahr, M. F. Dorman, and L. H. Loiselle, "Performance of patients using different cochlear implant systems: Effects of input dynamic range," *Ear Hear.*, vol. 28, no. 2, pp. 260–275, 2007, doi: 10.1097/AUD.0b013e3180312607.
- [7] J. M. Cornejo, A. K. Quintana, N. E. Beltran, and P. Granados, "Measuring implanted patient response to tone pips," *Biomed. Eng. Online*, vol. 20, no. 1, pp. 1–20, 2021, doi: 10.1186/s12938-020-00844-6.
- [8] J. M. Cornejo, A. K. Quintana, L. Carranco, and M. P. Granados, "Cochlear Implant Pediatric Patient THR-Level Determination Based on Electrical Cochlear Response," in *IFMBE Proceedings*, 2022, pp. 153–161.
- [9] W. E. Brownell, and B. R. Alford. "How the ear works -nature's solutions for listening," *The Volta Review*, vol. 99, no. 5, pp 9-28, <http://www.bcm.tmc.edu/oto/research/cochlea/Volta/index.html>