

11236

36
201



Universidad Nacional Autónoma de México

FACULTAD DE MEDICINA

División de Estudios de Postgrado
Hospital General "Dr. Manuel Gea González"
Secretaría de Salud

EFICACIA DEL IMPLANTE EXTRACOCLEAR PARA LA
REHABILITACION DE LA SORDERA PROFUNDA.

TESIS DE POSTGRADO

Que para obtener el título en la especialidad de
OTORRINOLARINGOLOGIA

presenta

Dra. Gloria Amelia Riveroll García



TESIS CON
VOTO EN EL ORIGEN

México, D. F.

1992



Universidad Nacional
Autónoma de México



UNAM – Dirección General de Bibliotecas Tesis Digitales Restricciones de uso

DERECHOS RESERVADOS © PROHIBIDA SU REPRODUCCIÓN TOTAL O PARCIAL

Todo el material contenido en esta tesis está protegido por la Ley Federal del Derecho de Autor (LFDA) de los Estados Unidos Mexicanos (México).

El uso de imágenes, fragmentos de videos, y demás material que sea objeto de protección de los derechos de autor, será exclusivamente para fines educativos e informativos y deberá citar la fuente donde la obtuvo mencionando el autor o autores. Cualquier uso distinto como el lucro, reproducción, edición o modificación, será perseguido y sancionado por el respectivo titular de los Derechos de Autor.

INTRODUCCION

El sonido, que constituye el estímulo apropiado para la audición, es una variación de presión propagada en el medio que rodea a un organismo. Para el hombre, el medio es el aire. Un cambio en presión aérea inicia el movimiento de la membrana timpánica. Este movimiento es transmitido a un sistema de canales llenos de líquido, localizados en el hueso temporal del cráneo, y que rodean a los receptores primarios de la audición; las células ciliadas. El movimiento del líquido causa un encorvamiento de los cilios de estas células, e inicia los procesos electroquímicos que resultan en una transducción de la energía mecánica en energía eléctrica adecuada para la conducción hacia el sistema nervioso central para su análisis. Esto es lo que finalmente resulta en una percepción auditiva.

Los procesos en los que la fisiología de la audición se basa incluyen tres mecanismos físicos; el primero es mecánico e involucra la transmisión del sonido del aire al oído y su acoplamiento al sistema auditivo periférico; el segundo es mecánico-eléctrico y se ocupa de la transducción de la energía mecánica en eléctrica, acoplando así el sistema auditivo periférico con el central; y el tercero es electroquímico y tiene que ver con la actividad central neural, que realiza el análisis de los potenciales de acción que llevan a la percepción del sonido.

La transmisión depende principalmente de las propiedades físicas del sonido (acústica física) y de su interacción con la

anatomía del sistema auditivo periférico (fisiocústica), la transducción depende de la fisiología de la cóclea, y el análisis depende de los procesos eléctricos dentro de las vías auditivas centrales. Evaluaremos estos factores en orden.

ACUSTICA FISICA'

Cuando se aplica un voltaje sinusoidal a la bobina de un altavoz, se produce un movimiento del cono que tiene un ritmo y extensión proporcionales a la frecuencia y amplitud, respectivamente, del voltaje aplicado. El cono del altavoz está frente a un medio elástico, el aire. Así, el movimiento hacia afuera del cono tiende a condensar las partículas de aire que están inmediatamente frente al altavoz. Con el subsecuente movimiento del cono en dirección opuesta, las partículas de aire frente al altavoz tienden a separarse unas de las otras. Los movimientos del cono, entonces, generan períodos de condensación y rarefacción de las partículas de aire del medio ambiente. Lo mismo sucede con cualquier medio que tenga las propiedades de elasticidad y densidad (agua, sólidos). Al empujar a las partículas adyacentes, la onda de condensación y rarefacción se propagará a los alrededores, disminuyendo de amplitud conforme la energía se pierde debida a la fricción entre las partículas.

Estas ondas alternadas de condensación y rarefacción se manifiestan como variaciones de presión en el medio ambiente. Si estos cambios de presión son medidos, un cambio continuo de presión atmosférica ocurre conforme las ondas pasan el punto de medición. Estas fluctuaciones constituyen un movimiento armónico simple, o

sinusoidal. Las características de un movimiento así pueden describirse en base a la amplitud y frecuencia del cambio de presión.

Amplitud. La presión atmosférica normal es de aproximadamente 1 bar (1×10^6 dinas/cm²). Una variación de una millonésima parte de la presión atmosférica, o 1 μ bar, es un estímulo apropiado para la audición (equivalente a la intensidad de la voz en conversación normal). El nivel de intensidad mínimo audible por el hombre es aproximadamente 0.0002 μ bares, mientras que el nivel máximo (causando dolor) es de 2000 μ bares. Estos valores, 2000:0.0002, indican un rango dinámico para la audición de 1×10^7 . Para evitar el uso de números tan disímolos, la amplitud del estímulo sonoro se expresa utilizando una escala logarítmica que refleja la relación entre el nivel mínimo y el máximo, cuya unidad es el decibel SPL (sound pressure level). Así, 0.0002 μ bares equivalen a 0 dB_{SPL}, y 2000 μ bares a 140 dB_{SPL}.

Frecuencia. El ritmo al que los cambios cíclicos de presión ocurren determina la frecuencia del sonido. Un ciclo incluye todos los cambios de presión desde el valor en reposo, pasando por un máximo, a través del valor en reposo hasta un mínimo, y de regreso al valor inicial. La frecuencia de la energía acústica sinusoidal se mide en ciclos por segundo, o Hertz (Hz). El tiempo requerido para completar un ciclo es el período del senoide. Así, un cambio de presión sinusoidal que completa 500 ciclos en un segundo, tiene una frecuencia de 500 Hz y un período de 2 mseg.

Conforme los cambios de presión se propagan a través de un medio uniforme, los picos máximos de presión se encuentran separados por una distancia específica. En cualquier instante en el tiempo, la distancia entre los picos, que corresponde a la distancia ocupada por un ciclo completo de energía sonora, especifica la longitud de onda del sonido. La longitud de onda está determinada por la distancia que la onda viaja en la unidad de tiempo, y es por lo tanto directamente proporcional a la velocidad del sonido e inversamente proporcional a la frecuencia del sinusoides. La velocidad del sonido a su vez depende de las características del medio; a mayor elasticidad mayor velocidad, a mayor densidad menor velocidad. Es por ello que la velocidad del sonido en el agua es mayor que en el aire.

Una última característica del sonido es la fase de la onda. Esta es determinada por la etapa (condensación, rarefacción, reposo, o cualquier punto intermedio a estos) en la que se encuentra una onda con respecto a otra adyacente. Esto tiene importancia al considerar la interacción de dos sonidos, ya que dos ondas que se encuentren perfectamente en fase van a sumar su energía, mientras que ondas en fases opuestas restarán energía una de la otra.

Propiedades de los sonidos propagados. Cuando un sonido en el aire se encuentra con un objeto, tal como la cabeza humana, una porción de la energía acústica pasa alrededor del objeto y el resto incide en su superficie. El tamaño del objeto en relación a la longitud de onda del sonido determina que cantidad de energía

incidirá sobre el. Si el objeto es pequeño en relación a la longitud de onda, toda la energía lo rodeará. De la energía de la onda sonora que incide sobre el objeto, una porción es transmitida a éste y el resto es reflejada de regreso al medio ambiente. La proporción de energía acústica transmitida de un medio acústico a otro depende de los valores relativos de impedancia acústica de cada uno. Entre más sean similares los medios, mayor energía será transmitida, entre más sean diferentes, mayor será la energía reflejada. Debido a que el aire y el líquido del oído interno son medios extremadamente desiguales, si el sonido del medio ambiente fuera a incidir directamente sobre el oído interno, habría una pérdida del 99.9% de la energía. Esta diferencia de impedancia entre el oído interno y el aire representa una restricción importante para la eficiencia del oído de los organismos terrestres. Un mecanismo compensatorio que contribuye a disminuir este problema es la acción del conducto auditivo externo y del sistema de transmisión del oído medio.

FISIOLOGIA ACUSTICA

Mecánica del conducto auditivo. La energía reflejada de la membrana timpánica actúa reforzando la energía que la aborda. Este efecto de resonancia es mayor entre 3400 y 4000 Hz, y resulta en un incremento máximo de 12 dB a 3700 Hz. Este reforzamiento en la parte proximal del conducto actúa también aumentando la impedancia acústica del aire (de 41.5 g/s/cm² a 104 g/s/cm²), facilitando el paso de la energía del aire al oído medio.

Mecánica del oído medio. Los cambios de presión en el extremo cerrado del conducto auditivo externo inician un movimiento de la membrana timpánica. Hay dos vías que el sonido puede seguir hacia el oído interno: (1) La aerotimpánica, a través del aire del oído medio hasta la membrana de la ventana redonda, que en condiciones normales puede considerarse insignificante; y (2) la osicular, que es determinada por la estructura del sistema osicular. En ello participan dos factores principalmente; la acción de prensa hidráulica, mediante la cual la energía acústica es amplificada en una proporción de 17:1 en base a la diferencia de áreas entre la membrana timpánica (85mm² en total, 55 mm² de área efectiva), y la platina del estribo (3.2 mm²). Esto es válido para frecuencias por abajo de 2400 Hz. El segundo mecanismo es la acción de palanca del martillo y yunque. La longitud del brazo de palanca constituido por el mango del martillo en relación al constituido por la apófisis larga del yunque es de 1.3:1. Por lo tanto, la fuerza de las vibraciones aplicada al martillo es amplificada 1.3:1 en la articulación incudoestapedial.

La última etapa de la fisiología de la audición es el oído interno, en donde se llevará a cabo la transducción mecano-eléctrica estimulando las terminaciones del nervio auditivo y codificando las señales acústicas para que el cerebro pueda procesar la información contenida en el estímulo sonoro.

La transducción es llevada a cabo en el órgano de Corti, cuando la cóclea es activada por el sonido movilizándolo la membrana tectoria y el órgano de Corti, produciéndose un desplazamiento

entre ambos, aumentado por la actividad contráctil de las células ciliadas externas, los cilios de las células son distorsionados, se abren canales de potasio y las fibras del nervio auditivo hacen sinapsis en la porción basal de las células ciliadas del órgano de Corti y activadas por un mediador que produce un estímulo químico que provoca una respuesta eléctrica, hasta llegar al sistema nervioso central sin decremento en su magnitud.

Para cada ciclo de oscilación hay una fase excitatoria que es un movimiento de la membrana a la rampa vestibular y una fase inhibitoria donde el movimiento es hacia la rampa timpánica, liberando una serie de descargas de potenciales de acción sincronizadas por la frecuencia del sonido.

Los potenciales cocleares generados son diversos, los de reposo que son el potencial intracelular o potencial de membrana, que mejora la transducción de la energía, el endolinfático o endococlear con una gran actividad metabólica; y los potenciales de respuesta como la microfónica coclear que reproduce la forma de onda del sonido, el potencial de suma y el potencial de acción. El papel de los potenciales cocleares es importante ya que sería imposible transmitir la sensibilidad de la audición por la pura transformación de la energía mecánica en bioeléctrica.

La vía auditiva se divide en aferente y eferente. La vía aferente inicia en el ganglio de Corti y llega hasta la corteza de la circunvolución temporal de Heschl. Se describen dos tipos de células aferentes, las tipo I exclusivas para las células ciliadas internas y las tipo II exclusivas para las células ciliadas

externas en su mayoría y un porcentaje mínimo para células ciliadas internas, cada fibra nerviosa responde a diferentes combinaciones de frecuencia e intensidad del estímulo. Los axones de la neurona auditiva primaria terminan en los núcleos cocleares ipsilaterales, la ramificación de las fibras es tonotópicamente organizado al llegar al núcleo. A partir del núcleo coclear la vía auditiva se convierte en un complejo sistema de núcleos y vías interconectadas entre sí.

El sistema eferente se inicia en la corteza auditiva y termina en el órgano de Corti con diferentes etapas de relevo, el efecto de las fibras eferentes es una inhibición de la actividad de las fibras auditivas aferentes, actuando probablemente como un modulador de la sensibilidad del órgano receptor.

FUNDAMENTO DEL IMPLANTE COCLEAR

Conociendo la fisiología de la audición abordaremos el tema de Implante Coclear describiendo su funcionamiento.

El implante coclear es una prótesis auditiva que sustituye las funciones del oído externo, medio e interno. Es utilizable en individuos con hipoacusia profunda sensorial, cuando el auxiliar auditivo convencional ya no brinda ningún beneficio. Consta de un micrófono que capta las ondas sonoras, las amplifica y las envía a un procesador de lenguaje en el cual se transforma la energía acústica a impulsos eléctricos que son enviados a un electrodo implantado, el cual intenta reproducir la función de las células

ciliadas del órgano de Corti, al estimular directamente las fibras nerviosas auditivas restantes.

Para una mayor comprensión de cómo es un implante coclear vamos a describir detalladamente cada uno de sus componentes.

1) **Captación del sonido.** Se hace a través de un micrófono, generalmente colocado sobre una caja semejante a un auxiliar auditivo de curveta, que se porta sobre el pabellón auditivo. Esto corresponde al papel normalmente desempeñado por el oído externo.

2) **Amplificación.** El sonido captado es enviado a través de un cable al procesador, en donde se realiza una amplificación semejante a la realizada por los auxiliares convencionales. Este paso es equivalente al normalmente desempeñado por la acción conjunta del conducto auditivo externo, la membrana timpánica, y la cadena osicular.

3) **Procesamiento o codificación.** En esta fase se prepara el estímulo que será enviado al nervio auditivo. Este es el paso que sustituye la función normalmente llevada a cabo por el órgano de Corti. Hay diversos protocolos que pretenden emular esta acción, la más complicada de todas las que desempeña el oído interno. Las diferencias entre un protocolo y otro determinan el número y posición de los electrodos a utilizar, y podemos en esta fase clasificar a los sistemas de implante coclear, en base al número de canales de procesamiento, en monocanales y multicanales.

Los implantes monocanal comprimen la totalidad de la señal acústica, transformándola en una onda electromagnética de

características similares a la onda acústica original. Esta onda es enviada a estimular un solo electrodo.

Los implantes multicanal pueden ser analógicos o digitales; los analógicos usan filtros de pasa-banda para dividir la señal sonora en un número de canales que variará según el aparato, mientras que los digitales analizan la señal sonora para extraer de ella la información relativa a su frecuencia y periodicidad.

4) **Transmisión.** En base al mecanismo de transmisión que utilizan para enviar la señal desde el procesador, que es externo, hasta el receptor interno, que la enviará al electrodo, los implantes pueden ser de transmisión percutánea o transcutánea.

En la percutánea se utiliza una conexión física mediante un cable que atraviesa la piel. Esto tiene la ventaja de utilizar una menor cantidad de corriente eléctrica, y da la máxima libertad de variar los parámetros de estimulación sin tener que cambiar el electrodo interno (v.g. sin necesidad de más cirugía). Sin embargo, tienen el grave defecto de romper la barrera inmunológica que es la piel, con el consecuente peligro de infección.

La transmisión transcutánea se realiza por medio de inducción magnética o por radio de frecuencia modulada a través de la piel que se mantiene intacta. Requiere de un procesador interno (además del externo descrito anteriormente) para interpretar la señal enviada. Este método elimina la posibilidad de infección posterior, pero implica una pérdida de flexibilidad en el método de procesamiento que se utilice, ya que el código que utilizan la parte externa y la interna para comunicarse entre sí tiene que

estar preestablecido, y es difícil hacer un cambio mayor sin que éste implique un cambio en el procesador interno.

5) Estimulación. Depende de la localización de los electrodos, del número de electrodos utilizados, y de la forma de la señal eléctrica utilizada para estimular. Los implantes se clasifican, según la posición del electrodo, en extracocleares o intracocleares; según el número de electrodos, en monoelectrodos o multielectrodos; según la forma de la señal en pulsátiles o sinusoidales y en base a la distribución de la corriente a nivel de los electrodos en monopolares, bipolares y pseudobipolares.

En los implantes extracocleares los electrodos se distribuyen sobre el promontorio para estimular sitios específicos del ganglio espiral, mientras que los implantes intracocleares se introducen por la rampa timpánica para mantener una relación más cercana y más estable con el ganglio.

Un implante se denomina monoelectrodo, cuando usa un solo electrodo para transmitir el estímulo, y multielectrodo cuando usa varios electrodos. Un implante monocanal no requiere de más de un electrodo activo, sin embargo un implante multicanal puede tener uno o varios electrodos.

Los implantes de estimulación sinusoidal utilizan una onda eléctrica de esa conformación, mientras que los pulsátiles utilizan ondas cuadradas de polaridad alternante. Independientemente del tipo de onda utilizada, es de fundamental importancia que el total de corriente positiva administrada sea igual a la negativa para no causar daño tisular por electrólisis.

La estimulación monopolar consiste en un electrodo activo que utiliza como referencia uno pasivo a distancia, el cual generalmente se coloca en el músculo temporal o en la ventana redonda.

En la estimulación bipolar, el electrodo activo y pasivo se encuentran sobre la misma banda de electrodos y están contiguos. En el modo pseudobipolar los electrodos activos y pasivos también se encuentran en la misma banda pero pueden estar separados por uno o más electrodos inactivos.

La importancia radica en que la estimulación monopolar requiere de una menor energía para generar una percepción, pero la bipolar logra estimular grupos más selectos de fibras nerviosas.

ANTECEDENTES

En 1957 dos franceses, Djourno y Eyries², fueron los primeros en estimular eléctricamente las fibras nerviosas auditivas con intentos terapéuticos, en un paciente adulto con hipoacusia profunda, resultando en captación de sonidos sin obtener ninguna discriminación.

House³ realiza en 1961 su primer implante en un paciente con hipoacusia sensorineural con un electrodo único de oro sobre promontorio.

Doyle⁴ en 1964 implantó a un adulto congénitamente hipoacúsico, logrando el paciente diferenciar las voces de hombre y mujer y la música.

Simmons⁵ describió la estimulación eléctrica artificial del nervio auditivo para el tratamiento de la hipoacusia profunda.

La primera conferencia internacional sobre implantación coclear se llevó a cabo en 1973, en la Universidad de California en San Francisco, titulada "First International Conference on Electrical Stimulation of the Acoustic Nerve as a treatment for Profound Sensorineural Deafness in Man".

House⁶ comenzó en 1973 su programa de rehabilitación de la sordera profunda mediante implante coclear, implantando a 16 pacientes en los siguientes tres años. A partir de ese momento la implantación se convierte en una opción terapéutica aceptada.

Desde este antiguo estudio, se han desarrollado muchos tipos de prótesis cocleares. La Academia de Ciencias de Nueva York, realizó un simposium internacional sobre implantes cocleares⁷ y a partir de entonces, muchos grupos de investigación se involucraron en protocolos encaminados a mejorar dichos dispositivos.

Ling y Nienhuys⁸ describen la habilitación auditiva como un proceso de enseñanza-aprendizaje que permite a los niños hipoacúsicos adquirir el conocimiento y habilidades necesarios para que funcionen de una manera óptima en su comunidad.

Por otro lado, describen la rehabilitación como el proceso mediante el cual funciones adquiridas que fueron perdidas posterior a una enfermedad, se recuperan de la mejor manera posible.

Dowell⁹ describió su experiencia con el implante de varios canales que proporciona cierto procesamiento de la señal favoreciendo la discriminación. Poppe¹⁰ dijo que la amplificación

tradicional y los programas intensivos de rehabilitación auditiva deben ser probados antes de considerar a un paciente como candidato para implante coclear.

Berlinger y cols.¹¹ Concluyeron que los riesgos de daño neural y degeneración walleriana asociados a los implantes cocleares no se conocen claramente, enfatizando las consecuencias de estos efectos sobre niños en desarrollo. Por lo tanto recomendaron que los implantes cocleares en niños sean limitados a dispositivos extracocleares.

O'Leary¹² reportó que el daño a la cóclea puede tener un balance negativo en la audición residual por trauma a los elementos neurales de la cóclea y una formación ósea reactiva secundarios a la inserción del electrodo intracoclear.

Kennedy¹³ refiere que el daño coclear con la inserción del electrodo es causa potencial para una degeneración neural mayor.

Dillier¹⁴ refiere en un estudio realizado que los resultados obtenidos con electrodos colocados en el margen de la ventana redonda son comparables con los de los electrodos en la escala timpánica o en el nervio auditivo con respecto a la frecuencia y la resolución de amplitud.

El grupo de investigación de Cologne-Duren^{15,16} desarrolló un sistema de electrodos de 8 canales con el que implantaron a 46 pacientes colocando los 8 electrodos en diferentes sitios de las vueltas de la cóclea sin llegar a introducirse en la cóclea. Señalando como ventajas de esta técnica evitar la entrada a la escala timpánica y por ende el daño a las estructuras neurales y la

posibilidad de realizar un análisis de frecuencia por la colocación de los electrodos en los diferentes niveles.

Los autores reportaron que los pacientes captaron el ruido de fondo, reconocieron 3 voces diferentes, lograron distinguir diferencias de tono de voz, y su lectura de labios mejoró. Concluyeron que en su experiencia el implante extracoclear tiene valores psicoacústicos similares a los implantes intracocleares.

El mismo grupo de investigadores desarrolló un sistema de electrodo extracoclear de 16 canales que les permitió mejor análisis de frecuencia en sus pacientes prelingüísticos y post-lingüísticos.

Facer¹⁷ Realizó un estudio con 5 pacientes que les implantó el 3M/VIENNA extracoclear reportando resultados muy satisfactorios en los 5 pacientes. Enfatizando las ventajas de la posible remoción del aparato por falla del mismo o falta de utilidad al paciente, señalando como desventaja del aparato la vida media de las baterías de 8 a 13 horas, considerablemente menor a la de otros aparatos.

Burkhard¹⁸ señala que la colocación del implante extracoclear de múltiples electrodos por vía endaural se ve comprometida por las relaciones anatómicas con la fosa craneal media, la carótida interna, el nervio facial, y la articulación temporo-mandibular, señalando además que la cóclea es accesible en sólo una tercera parte de su longitud. Sin embargo, los autores refieren que en esta porción se pueden visualizar la vuelta basal, media y apical de la cóclea.

Burkhard¹⁹ Reporta que los implantes cocleares de múltiples electrodos han demostrado ser más eficientes que los de electrodo único, por la posibilidad de mayor información de tono y también porque los electrodos múltiples pueden dar una selección de varios estímulos a los electrodos y reducir la estimulación del facial, del glossofaríngeo y del nervio vestibular.

Sin embargo, Shepherd²⁰ refiere que la inserción del electrodo intracoclear en la escala timpánica causa un daño mínimo en la región del ligamento espiral, lo cual no considera significativo. O'Reilly²¹ presenta un estudio en el que reporta únicamente daño a la membrana basilar, introducción a la escala vestibular y fractura de lámina espiral ósea como consecuencias del trauma infringido por la inserción del electrodo intracoclear.

En base a estas consideraciones en 1987 en el Hospital General Dr. Manuel Gea González se inició un estudio descriptivo, abierto, experimental, prospectivo, y longitudinal, de colocación de Implante Coclear en niños, decidiéndose utilizar electrodos extracocleares.

Para conocer la utilidad del electrodo extracoclear es necesario corroborar que el dispositivo pueda ser utilizado para estimular eléctricamente el nervio auditivo a largo plazo. Debe de demostrarse que todos los canales utilizados proporcionan una información espectral suficiente para mejorar la capacidad de comunicación en los pacientes implantados y que dicha capacidad no se deteriora con el tiempo.

El propósito del presente estudio es determinar la eficacia de la estimulación extracoclear a largo plazo, mediante un estudio transversal a 5 años de iniciado el protocolo original.

MATERIAL Y METODOS

Se estudiaron los pacientes que fueron implantados con el sistema IMPLEX Extracoclear Multicanal en el Departamento de Otorrinolaringología del Hospital General Dr. Manuel Gea González.

Los criterios de inclusión para implante coclear fueron :

- 1) Sordera total o profunda neurosensorial bilateral
- 2) Ausencia de beneficio demostrado del uso de un auxiliar auditivo convencional utilizado por lo menos durante 6 meses.
- 3) Prueba de estimulación eléctrica del promontorio positiva para los sujetos mayores de 8 años de edad.
- 4) Método oral o auditivo de rehabilitación.

Los criterios de exclusión para implante coclear fueron:

- 1) Contraindicación médica al acto quirúrgico
- 2) Falta de medios o de disposición para continuar un programa intensivo de rehabilitación posterior a la implantación.

Los criterios de inclusión para el presente estudio fueron :

- 1) Cumplir los criterios de inclusión para implante coclear.
- 2) Haber sido implantado durante el período de 1987 a 1991.
- 3) Aparición de la sordera en la etapa prelingüística, ya sea congénita o adquirida.
- 4) Haberse colocado un implantes extracoclear.

Los criterios de exclusión para el presente estudio fueron:

- 1) Necesidad de retirar el aparato por causas ajenas al funcionamiento del mismo.
- 2) Aparición de la sordera en la etapa postlingüística.
- 3) Haberse colocado un implante intracoclear.

Se estudiaron un total de 10 sujetos, 4 mujeres y 6 hombres, con un rango de edad de 3 a 30 años (promedio de 12.3 años).

Las variables estudiadas fueron:

- a) El número de electrodos en cada implante.
- b) La posición de los electrodos.
- c) El tiempo transcurrido hasta la falla inicial.
- d) El tiempo transcurrido hasta el abandono del implante.
- e) La causa de la falla del implante.
- f) El motivo del abandono del uso del implante.

La captación de la información se obtuvo a través de convocar a los pacientes a revisión en la consulta externa del servicio de Otorrinolaringología. Sólo dos de los pacientes (C.D. y M.M.) no acudieron a la consulta, y se les realizó una entrevista por vía telefónica. Todos los pacientes que acudieron a revisión fueron evaluados por el Dr. Gonzalo Corvera y por la Dra. Gloria Riveroll.

RESULTADOS

Los resultados encontrados en nuestro análisis se encuentran en la tabla 1.

Numero de electrodos. Cinco pacientes utilizaban el implante de 8 electrodos, los otros 5 utilizaban el implante monoelectrodo.

Posición de los electrodos. Como se mencionó en los criterios de inclusión, el estudio fue limitado a los pacientes que utilizaban implante extracoclear. En los implantes multielectrodos, estos se encuentran distribuidos sobre una placa que, apoyándose en el promontorio, mantiene la posición de cada electrodo con respecto a la cóclea (Figura 1). En los implantes monoelectrodo, éste se colocó en un nicho creado para ello sobre el promontorio, sin penetrar al oído interno.

Cinco de los pacientes estudiados utilizaban implante multielectrodo, y 5 monoelectrodo.

Tiempo transcurrido hasta la falla inicial y causa de la falla. Hubo falla en los cinco implantes multielectrodo. La causa de la falla fue en un caso infección persistente con el retiro subsecuente del implante, por lo que este paciente se excluye del análisis posterior. En los otros 4 casos la causa de la falla fue el desplazamiento de la placa de electrodos. En estos pacientes, el promedio de aparición de la primera falla fue de 5.25 meses, con un mínimo de 1 mes y máximo de 12.

De los 5 pacientes que utilizaron el implante extracoclear monoelectrodo, 2 pacientes aún continúan utilizándolo a mas de 24 meses de haber sido colocados. En solo 1 caso, la falla fue atribuible al implante, apareciendo a los 18 meses de uso.

Comparando el número de fallas de aparatos extracocleares multielectrodo (4/4) con los extracocleares monoelectrodo (1/5)

obtenemos una $p < 0.05$ utilizando el método exacto de Fisher con p de dos colas.

Tiempo transcurrido hasta el abandono del implante y motivo del abandono. Los 5 pacientes con implantes multielectrodo abandonaron el implante, uno con motivo de la infección, los otros 4 por la falla del aparato. El tiempo promedio desde la implantación hasta el abandono fue de 8.5 meses, con un mínimo de 4 y un máximo de 12 meses.

Tres de los 5 pacientes con implante monoelectrodo dejaron de utilizar el aparato, uno lo abandonó manifestando una ganancia insuficiente, otro rechazó el aparato sin manifestar motivo alguno, y en uno hubo una falla del implante en sí, retirándosele el mismo. Este paciente rechazó el ofrecimiento de un nuevo implante, manifestando inconformidad con la ganancia obtenida del implante mientras funcionaba. Consideramos que en estos dos pacientes se puede considerar que el motivo de la falla fue ganancia insuficiente. El tiempo de utilización del implante en este grupo fue en promedio 20 meses, con un mínimo de 12 y máximo de 24 meses.

Comparando el tiempo de utilización del implante en ambos grupos, se encontró una diferencia estadísticamente significativa entre ambos grupos, con $p < 0.05$ por el método de análisis de varianza (ANOVA).

DISCUSION

Nuestra experiencia, así como la reportada por otros grupos de estudio²², nos ha mostrado que uno de los factores pronósticos de la ganancia obtenida mediante implante coclear es el tiempo de aparición de la sordera. Los pacientes con sordera de aparición posterior a la adquisición del lenguaje son los de mejor pronóstico. Los pacientes con sordera prelingüística tienen un pronóstico marcadamente más malo, y los de sordera congénita aún peor.

La habilitación auditiva con el uso de implante extracoclear en pacientes con sordera congénita o adquirida prelingüística casi no ha sido valorada y reportada, ya que como lo mencionamos anteriormente la mayoría de la información acerca de los implantes extracocleares está basada en los hallazgos en pacientes postlingüísticos. Aunque hay grupos de investigación que reportaron un mejor análisis de frecuencia en sus pacientes prelingüísticos mediante un sistema de electrodo extracoclear de 16 canales,^{15,16} no hay reportes que hablen de el tipo de estudio que nosotros realizamos y con las características de nuestra población.

En nuestro análisis los resultados mostraron que la falla de los implantes extracocleares multielectrodos fue principalmente debida a la movilización de la placa de los electrodos, mientras que la falla de los pacientes implantados con un solo electrodo fue principalmente la poca ganancia obtenida con el aparato. Aunque el número de fracasos fue menor en los pacientes con implante

extracoclear monoelectrodo, en nuestro estudio el índice de fracaso de estos es aún muy alto, contrario a lo reportado por Burkhard." Consideramos que los canales utilizados no proporcionaron la información espectral suficiente para mejorar la capacidad de comunicación de los pacientes implantados.

Es posible que en esta población, de notorio mal pronóstico, inclusive los implantes intracocleares produzcan un índice de fracaso significativo. Esto sólo se podrá conocer en cuanto nuestro grupo de pacientes con implante intracoclear sea mayor. Sin embargo, consideramos que el número de fracasos con implantes extracocleares, ya sea de uno o varios electrodos, hace inadmisibile su uso continuado en este tipo de pacientes.

CONCLUSION

Este estudio demuestra que los implantes extracocleares, tanto monoelectrodo como multielectrodo, no son eficaces a largo plazo en la población con las características que nosotros presentamos. Consideramos que en la actualidad no existe justificación alguna del uso continuado de este tipo de implantes.

REFERENCIAS

1. De Miller JM, Towe AL. Audition: Structural and Acoustical properties. Capítulo 9 en Physiology and Biophysics, Ruch T, Patton HD eds., Philadelphia, W.B. Saunders Co., 1979
2. Djourno A, Eyries C. Prothese auditive par excitation électrique a distance du nerf sensoriel a l'aide d'un bobinage inclus a demeure. Presse Med, 35, 144-17.
3. House WF. The clinical value of single electrode system in auditory prostheses, Otolaryngol.Clin.N.Am.,11:201-208,1978.
4. Doyle JH, Doyle JB, Turnbull FM. Electrical stimulation of eighth cranial nerve.Archives of Otolaryngology, 1954, 80,388-391.
5. Simmons, FB. Electric stimulation of the auditory nerve in man. Archives of Otolaryngology 1966;84:2-54.
6. House W, Cochlear Implant, Ann Otol Rhinol Laryngol, 1976, 85 (Suppl 27):1-93.
7. Parkins, CS Anderson, SW. Cochlear Prostheses: an international symposium. Annals of the New York Academy of Sciences 1983;405:1-530.
8. Ling, D, Neinhuys, TG. The deaf child with and without a cochlear implant. Annals of Otolology Rhinology and Laryngology 1983;92:593-598.
9. Dowell, RC, et al. Speech recognition for 440 patients receiving multichannel cochlear implants. Archives of Otolaryngology and Head and Neck Surgery 1986;112:1054-1059.
10. Poppe, ML, et al: Cochlear implant candidate selection. Ear and Hearing 1986;7:71-73.
11. Berlinger, KI, Luxford, WM, House, WF. Cochlear implants 1981-1985.American Journal of Otology 1985;6:173-186.
12. O'Leary MJ, Fayad J, House WF, Linthicum FH Jr. Electrode insertion trauma in cochlear implantation. Ann Otol Rhinol Laryngol 1991 Sep;100(9 pt 1):695-699.
13. Kennedy DW. Multichannel intracochlear electrodes: mechanism of insertion trauma. Laryngoscope 1987 Jan;97(1):442-49.

14. Dillier N, Spillman T. Results and Perspectives with Extracochlear Round Window Electrodes. Acta Otolaringol (Stockh)1984;Suppl.411:221-229.
15. Banfai P, Hortmann G et al. Extracochlear eight-channel electrode system: The Journal of Laryngology and Otolology. June 1985. Vol.99.549-553.
16. Banfai P et al. Extracochlear Sixteen-Channel Electrode System. Otolaringologic Clinics of North America. Vol.19, N.2, May 1986. 371-407.
17. Facer GW et al. Individual data from the 3m/vienna extracochlear implant. Laryngoscope 96:October 1986.1053-1057.
18. Burkhard KH, Franz G, Clark GM. The surgical anatomy for multiple-electrode extracochlear implant operations. The Journal of Laryngology and Otolology, August 1988. Vol.102, 685-688.
19. Burkhard KH. et al. Implantation of the Melbourne/Cochlear Multiple Electrode Extracochlear Prosthesis. Ann Otol Rhinol Laryngol 98:1989.591-596.
20. Shepherd RK, Clark GM, Pyman BC, Webb RL. Banded intracochlear electrode array: evaluation of insertion trauma in human temporal bones. Ann Otol Rhinol Laryngol 1985 Jan-Feb;94(1 pt 1):55-59.
21. O'Reilly BF. Probability of trauma and reliability of placement of a 20 mm long model Human scala tympani multielectrode array. Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl 1981 Mar-Apr;90(2 pt 3):11-12.
22. Staller SJ, Beiter AL, Brimacombe JA, Mecklenburg DJ, Arndt P: Pediatric performance with the nucleus 22-channel cochlear implant system. AJO 1991, 12(suppl):126-136.

FIGURAS Y TABLAS

NOMBRE	EDAD	FECHA IMPLANTE	#.	FALLA INICIAL	TIEMPO DE USO	CAUSA DE FALLA	MOTIVO DE ABANDONO
L.E.	30	87/11/14	8	3M	6M	MOVIMIENTO PLACA	DISFUNCION
A.S.	15	88/09/07	8	1M	4M	MOVIMIENTO PLACA	DISFUNCION
A.D.	13	88/09/14	8	1M	2M	INPECCION	EXTRACCION
J.R.	17	88/11/09	8	5M	12M	MOVIMIENTO PLACA	DISFUNCION
A.T.	7	88/12/07	8	12M	12M	MOVIMIENTO PLACA	DISFUNCION
A.R.	3	88/09/23	1	NO HUBO	12M	NO HUBO	GANANCIA INSUFICIENTE
E.C.	12	89/10/11	1	18M	24M	FALLA INTERNA	GANANCIA INSUFICIENTE
C.D.	5	89/10/25	1	NO HUBO	NO	NO HUBO	NINGUNO
C.B.	15	90/01/24	1	NO HUBO	24M	NO HUBO	RECHAZO
N.M.	6	90/05/11	1	NO HUBO	NO	NO HUBO	NINGUNO

Tabla 1. Resumen de datos de los pacientes implantados.



Figura 1 Esquema representando la posición de los electrodos sobre el promontorio en los implantes extracocleares de múltiples electrodos.

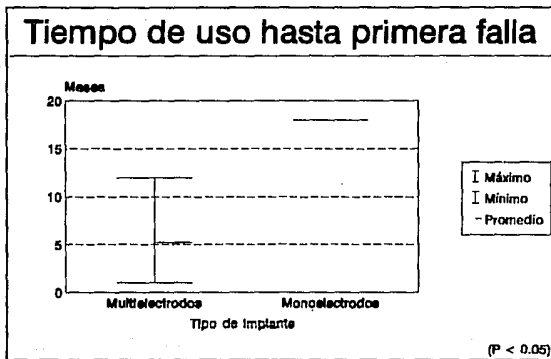


Figura 2 Tiempo de uso hasta la aparición de la primera falla.

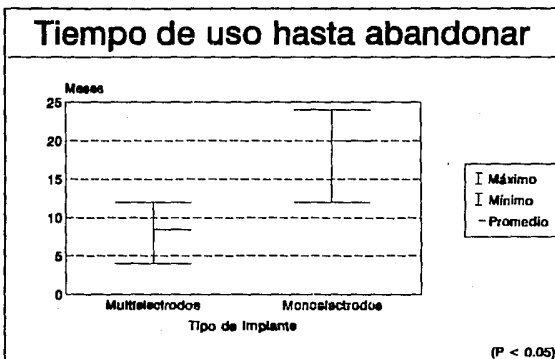


Figura 3 Tiempo de uso hasta abandonar el implante.

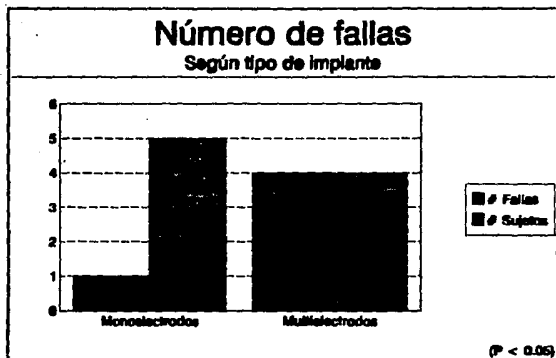


Figura 4 Número de pacientes en los que falló el implante, divididos en dos grupos según el número de electrodos utilizados.

