



DISEÑO DE UN IMPLANTE COCLEAR DEL TIPO ANALOGICO

Patricia Lorena Ramírez Rangel, Jorge Becerra García y Joel Flores Martínez
IPN – ESIME – ICE. Laboratorio de Acústica. “Unidad Profesional Adolfo López Mateos”
Col. Lindavista. C.P. 07738. México, D.F. Tel: (52) 5729-6000 Ext. 54616
E-mail: patyrpoli@hotmail.com, jbecerra00@hotmail.com y joelflores71@hotmail.com

RESUMEN

El presente trabajo describe el desarrollo que han tenido los implantes cocleares hasta hoy en día, como una metodología eficaz en el tratamiento de la sordera severa y profunda. Así como la evidencia de un grupo de investigación de la Sección de Acústica de la ESIME Zacatenco para el desarrollo de implantes cocleares en México.

De acuerdo al desarrollo de los implantes cocleares, se sabe que han tenido resultados muy alentadores en sujetos con sordera postlingüística; sin embargo uno de los mayores inconvenientes que se tiene de estos implantes, es que su infraestructura es muy costosa. Por esta razón, este equipo de trabajo cuenta con el personal interdisciplinario para realizar la construcción de un implante coclear del tipo analógico de bajo costo, sin perder de vista su objetivo: restaurar la audición perdida lo mejor posible.

INTRODUCCION

Un implante coclear es un dispositivo auditivo que proporciona una sensación de sonido a quienes padecen de una sordera grave y profunda o total (ya sea por causa genética, malformativa o adquirida) lo que se comprueba por la existencia de un promedio de pérdida auditiva en la audiometría tonal superior a 90 dB HL ISO en las frecuencias del lenguaje de (300 a 3000 Hz). Evidentemente en estos casos es necesario conjuntar muchos criterios de selección para que se consideren candidatos al procedimiento. Uno de ellos, es el escaso o nulo beneficio con el uso de auxiliares auditivos tradicionales. En cualquier caso, un paciente debe someterse a una serie muy específica de estudios

especializados, por medio de los cuales se puede determinar su idoneidad para la implantación [1].

El implante coclear precisa que el nervio auditivo sea funcional, ya que el implante transmite impulsos eléctricos que son enviados al cerebro. Si el nervio está dañado, no existen posibilidades. En estos pacientes la solución es aplicar electrodos en el tronco cerebral [2].

Los implantes cocleares fueron introducidos por primera vez en 1970 para hacer posible que los adultos con sordera postlingüística pudieran percibir sonidos del habla a través de estimulación eléctrica en su nervio auditivo, ya que los adultos con sordera prelingüística pudieran tener resultados poco alentadores. En 1980 se llevó a cabo por primera vez un implante de un solo canal en un niño por primera vez. Este hecho fue precedido por estudios extensivos en los adultos (18 años de edad y más) para determinar los beneficios. Cinco años más tarde se realizó un implante de múltiples canales en un niño. En donde, se obtuvieron resultados significativamente mejores en cuanto a la producción del habla, y para el año 1990 los niños sordos mayores de dos años de edad fueron considerados como candidatos para el implante. A mediados de los años 1990 los investigadores llegaron a la conclusión que el beneficio del implante era tal, que los niños con pérdida de audición severa, al igual que con pérdida severa profunda se beneficiarían con el implante. En 1997 los niños menores de dos años de edad eran implantados si su pérdida había sido causada por meningitis. En 1998 los niños menores de 18 meses eran implantados si su pérdida auditiva indicaba que el implante coclear proveería una audición significativamente mejor que los audífonos tradicionales [2].



Todos los dispositivos de los implantes cocleares se han puesto a prueba antes de usarse en niños de 18 meses a 17 años de edad, no solamente para determinar su beneficio para la percepción y producción del habla y lenguaje, sino también para determinar que todos los componentes médicos sean totalmente seguros. Cuyas evaluaciones son realizadas por equipos compuestos por otólogos, audiológos, patólogos del habla y maestros, demuestran que los implantes están resolviendo estos beneficios de manera segura.

DESCRIPCION

En lo general, los implantes cocleares constan de dos componentes: (a) componentes externos, que se llevan sobre el cuerpo, y (b) componentes internos, que se implantan a través de una operación quirúrgica.



El componente externo está compuesto por un micrófono, un procesador del habla y un transmisor. El micrófono: recoge los sonidos y los envía a través de un cable al procesador del habla. El procesador: selecciona y codifica los sonidos más útiles para la comprensión del lenguaje. El transmisor: envía los sonidos codificados al receptor, esto se realiza mediante R.F. (radiofrecuencia) [3,4,5,6,7,8,9].

El componente interno consta de un receptor y un

conjunto de electrodos. El receptor se implanta en el hueso mastoideo, detrás del pabellón auricular y es el encargado de enviar las señales eléctricas a los electrodos. Los electrodos: se introducen en el interior de la cóclea y estimulan las células ciliadas que aún funcionan. Estos estímulos pasan a través del nervio auditivo al cerebro, que los reconoce como sonidos y se tiene entonces, la sensación de “oir” o “entender” el habla [10]. En la figura 1, se muestra el diagrama funcional del implante coclear.

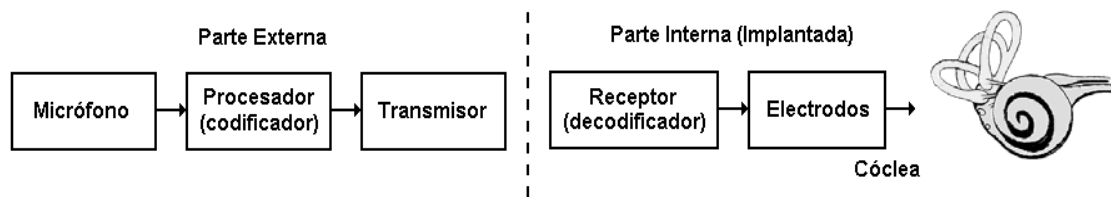


Figura 1. Composición funcional del implante coclear.

Prácticamente todos los implantes cocleares actuales corresponden a la descripción anterior. Hay diferentes marcas en el mundo, sin embargo son tres las compañías que proveen la mayoría de los implantes hoy en día. Estas son: Cochlear Corporation, Advanced Bionics y Med-El. Los implantes producidos por Cochlear Corporation se llaman Nucleus 22 y Nucleus 24. Advanced Bionics produce el Clarion. El implante del Med-El se llama el Combi 40+ [2].

Los implantes cocleares se clasifican en tres tipos [11]:

- Intra o extracoclear: por la ubicación de los electrodos.
- Mono o multi-canal: por el número de electrodos, por el tipo de electrodo y por el tipo de procesador.
- De conexión per o trans-cutanea: por la transmisión de señales a través de la piel.

Los sistemas existentes hoy en día, utilizan de 4 a 22 electrodos. En principio, entre más electrodos se implantan más selectivo, en frecuencia, se hace el sistema; pero existe un problema, el cual reduce el efecto de los electrodos, ya que prácticamente se comportan como si no hubiese muchos, debido a que se puede dar cierta influencia de unos sobre de otros.

Por otro lado, existen dos tipos de electrodos, según su terminal de referencia. La configuración monopolar consta de tantos electrodos como de bandas de frecuencia tenga el sistema. Otro tipo de configuración es la bipolar, la cual consta de dos electrodos por banda de frecuencia, de manera que cada una de ellas tiene su propia terminal de referencia. La ventaja principal de este último con respecto al primero es que, al estar tan próximos el electrodo emisor y el de referencia, la energía se concentrará en mayor medida.

El procesador realiza tres funciones fundamentales. La primera es regular el nivel de corriente que se



proporciona a los electrodos. Otra es la de separar la señal en tantas bandas de frecuencia como electrodos tenga el sistema. La tercera función es que básicamente la que diferencia a los diversos sistemas de implantes cocleares existentes hoy en día, es la estrategia de estimulación (codificación), teniéndose la estimulación analógica y digital, esta última utiliza la estrategia codificadora CIS (Continuous Interleaved Sampling) y SPEAK [2].

El establecimiento de una comunicación entre la parte externa y la implantada, se realiza de dos formas: de manera percutánea, se atornilla un conector en el cráneo de paciente (hueso mastoides) de manera que los pines del conector estén en contacto eléctrico con los electrodos. Este tipo de implantes presentan muchos inconvenientes, ya que el conector sale hacia el exterior del cráneo del paciente a través de la piel, y de manera transcutánea, esta forma establece la comunicación entre un par de bobinas mediante ondas de R.F., evitando así el



problema del contacto físico entre el medio interno y externo del paciente. El acoplamiento se realiza entre una bobina colocada sobre la piel en la apófisis mastoides que actúa como antena emisora y una bobina situada por debajo de la piel que actúa como antena receptora, tal como se muestra en la figura 2.

PROPUESTA

De acuerdo a los antecedentes previos, se plantea la siguiente propuesta de desarrollo para el implante coclear. Consiste de dos partes: Una parte externa, la cual consiste de un de un micrófono, una etapa de acondicionamiento de señal, un modulador de FM (VCO), un amplificador de potencia y una bobina de núcleo de aire que tiene la función de actuar como antena transmisora; y una parte interna o implantable, que

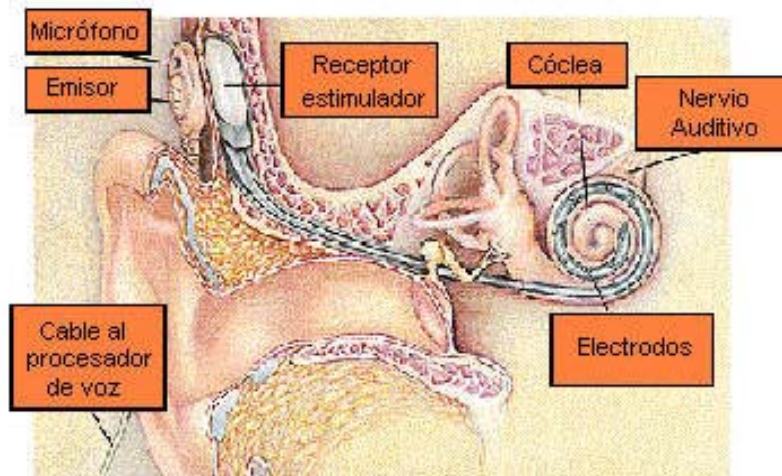


Figura 2. Implante transcutáneo coclear.

consiste de una bobina de núcleo de aire que actúa como antena receptora, un amplificador de RF, un demodulador

de FM (PLL) y un arreglo de electrodos, tal como lo plantea el siguiente diagrama a bloques de la figura 3.

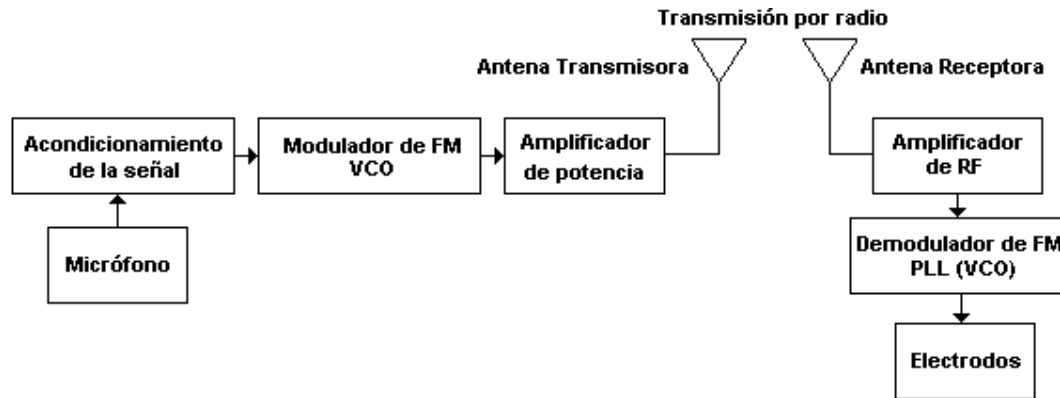


Figura 3. Diagrama a bloques de la propuesta para el implante coclear.

El micrófono que se usó fue el de condensador omnidireccional tipo electret, ya que cubre el rango de frecuencia auditivo, la relación señal a ruido es muy alta, tiene una alta impedancia de entrada, no le afecta importantemente la temperatura, presenta una alta sensibilidad y ocupa poco espacio.

La etapa de acondicionamiento de la señal, esta conformada por las siguientes etapas: preamplificadora, red de ponderación, amplificador y convertidor de valor medio. En la etapa preamplificadora se lleva a cabo el proceso de darle una mayor ganancia a la señal captada por el micrófono, se propone emplear un amplificador operacional configurado como no inversor del C.I. TL064, que contiene 4 amplificadores operacionales con entradas JFET de bajo ruido. Después de amplificar la señal que proviene del micrófono, esta es procesada por una red de ponderación, cuya respuesta en frecuencia coincide con la respuesta propia del oído humano. Esta red consiste de filtros activos pasabanda y pasaaltas, formados por amplificadores operacionales. Posteriormente se requiere de otra etapa de amplificación, ya que se maneja la idea de ganancia distribuida, para evitar alguna saturación en la etapa preamplificadora, además de que una señal tiende casi por lo regular a atenuarse a medida que pasa por diferentes circuitos electrónicos. Como la señal hasta aquí tratada, es de CA, es necesario obtener su valor eficaz por medio de un convertidor de valor medio (RMS), que transforma la señal de CA a CD. Este circuito está basado en un amplificador operacional TL064, que proporciona el valor promedio del voltaje de CA rectificado. Este tipo de circuito se denomina convertidor de CA a CD y se basa en el

principio de un circuito rectificador de onda completa, al cual se le conoce como circuito de valor absoluto y este valor absoluto de una onda de voltaje es aproximadamente igual a su valor eficaz.

El modulador de FM, esta conformado por un oscilador, cuya frecuencia de oscilación varía en función de una señal de control, la cual es proveniente de la etapa del convertidor de valor medio. Para este propósito se emplea el C.I. LM555.

El amplificador de potencia, lo forma un driver clase E, este consiste de una red de carga formada por un capacitor y una bobina, se utiliza un transistor que opera como un interruptor a la frecuencia de la portadora.

La energía se transmite a través del enlace inductivo formado por las dos bobinas acopladas. La cantidad de potencia transmitida y su eficiencia dependen principalmente del factor de acoplamiento k , entre ambas bobinas, el cual a su vez, depende de la geometría y de la orientación de las bobinas. Se propone que las bobinas sean circulares y planas; el diámetro de la bobina externa sea más grande que la bobina a implantar, ya que mientras la bobina implantada esté por debajo del perímetro de la bobina transmisora, k permanecerá teóricamente constante. La distancia de separación entre ambas bobinas es de aproximadamente entre 5 a 15 mm.



Debido a que hay una pérdida en la amplitud de la señal, se requiere de una etapa amplificadora de RF, para lo cual se utiliza el TL064 y el demodulador de FM, esta conformado por el PLL LM565, el cual oscila a la frecuencia de la portadora para extraer la envolvente. Y finalmente se tiene un arreglo de electrodos de Pt-Ir, para estimular a las células nerviosas auditivas.

De acuerdo con las etapas propuestas, en ningún momento se digitaliza la señal, la señal se trabaja tal como se obtiene del micrófono, es por ello que la estimulación que se propone es del tipo analógico.

CONCLUSIONES

No existen evidencias concluyentes que determinen que tipo de señal se debe entregar a nivel nervioso para garantizar la mejor restauración de la audición perdida. No sé conoce el tipo de sensación que perciben los pacientes implantados, ya que está es totalmente subjetiva, pero si se sabe que no es igual, ni tan siquiera parecida a la percibida por una persona con audición normal [13]. Por lo tanto, si una persona es postlingüística, tendrá que aprender a codificar e identificar los estímulos sonoros de manera distinta a como lo hacía antes. Ello se consigue a base de rehabilitación logopédica. Es esta la razón, por la cual la estimulación analógica pueda tener tanto éxito como lo tiene la digital, creemos que sin tener un circuito complejo, como ocurre en la mayoría de los circuitos que trabajan la estimulación digital, podamos trabajar la señal de una manera sencilla, sólo acondicionada, para excitar al grueso de las células nerviosas auditivas y que responda la que tiene que hacerlo.

REFERENCIAS

- [1] <http://www.johntracyclinic.org/SpCC%20Special%20Papers/sp%20CI%20Intro.htm>
- [2] <http://www.diariomedico.com/otorrino/n020698.html>
- [3] Dormer Kenneth J. and Philips Merle A., Auditory prostheses: Implantable and vibrotactile devices, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 36-41, June, 1987.
- [4] White Robert L., System design of a cochlear implant, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 42-46, June, 1987.



- [5] <http://www.medoto.unimelb.edu.au/mio/implant1.htm>
- [6] <http://www.medoto.unimelb.edu.au/mio/implant2.htm>
- [7] http://www.med.harvard.edu/publications/On_The_brain/Volume3/Number4/Cochlear.html
- [8] <http://www.cici.org/spanish/quees.htm>
- [9] <http://personal.redestb.es/aice/aice3.htm>
- [10] Yost William., *Fundamentals of Hearing. An Introduction*, (San Diego, Academic Press, Inc., 1994).
- [11] <http://www.terra.es/personal/jumora/implantes.htm>
- [12] http://www.upmdie.upm.es/~crisrina/presentaciones/implante_coclea/sld.htm
- [13] Geisler C. Daniel, Coding of acoustic signals on the auditory nerve, *IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine*, pp. 22-28, June, 1987.
- [14] <http://www.cochlearimplant.com>
- [15] <http://www.cochlear.com>
- [16] <http://www.medel.com>