



Implantes cocleares: Desarrollo y perspectivas

Martínez Rams E.A.,* Cano
Ortiz S.D,* Garcerán
Hernández V.**

* Centro de Estudios de Neurociencias y Procesamiento de Imágenes y Señales (CENPIS), Universidad de Oriente, Avenida de la América s/n, Santiago de Cuba, Cuba.

** Departamento de Electrónica, Tecnología de Computadores y Proyectos, Universidad Politécnica de Cartagena, Antiguo Cuartel de Antiguones (Campus de la Muralla), Cartagena 30202, Murcia, España.

Correspondencia:
Ernesto A. Martínez Rams
eamr@fie.no.edu.cu

Artículo recibido: 17/febrero/2006
Artículo aceptado: 10/junio/2006

RESUMEN

El desarrollo e implementación de los implantes cocleares ha devenido en una alternativa muy beneficiosa para el restablecimiento parcial de personas con sordera profunda. En ello ha sido determinante el esfuerzo combinado de varias disciplinas como la bioingeniería, el reconocimiento del habla, la medicina y el procesamiento de señales. El presente artículo aborda la revisión actualizada de las técnicas de procesamiento utilizadas en las prótesis cocleares, así como las perspectivas y tendencias de esta área del conocimiento.

Palabras clave:

Modelación coclear, cóclea, implantes cocleares, filtrado coclear, sordera.

ABSTRACT

The development and implementation of Cochlear Implant devices have lead to a useful alternative for partial re-establishment of profoundly deaf people. The Cochlear Implant has been highly concerned with the combined efforts of the scientists from several areas as bioengineering, speech recognition, medicine and signal processing. This paper pretends to make an updated review about the novel technology used in cochlear prosthesis as well as the perspectives and tendencies of this knowledge area.

Key Words:

Cochlear model, Cochlea, cochlear implant, Cochlear filter, Cleafness.

INTRODUCCIÓN

De manera resumida, la función del oído en el sistema auditivo humano, es la transducción de las ondas sonoras en un patrón de actividad eléctrica en el nervio auditivo formado por unas 30,000 fibras nerviosas^{1,2}. La actividad eléctrica procesada por el cerebro produce la percepción del sonido. La pérdida sensorial auditiva se refiere a la interrupción en la transducción de las ondas sonoras dentro de la actividad neuronal en el nervio auditivo como resultado de malformaciones o degeneración del órgano de Corti dentro del oído interno, o cóclea. En el caso de pérdida severa de la audición, se pueden alcanzar pequeñas percepciones del sonido frente a altos niveles de sonidos¹.

Con pérdidas profundas de la audición, esta interrupción es prácticamente completa. En ambos casos la amplificación del sonido por prótesis auditiva proporciona muy poca ayuda. Sin embargo, existe una alternativa dada la naturaleza electroquímica de los nervios auditivos: *la estimulación eléctrica del nervio* por un dispositivo conocido como *implante coclear* produce la estimulación de los nervios auditivos³⁻¹¹. Consecuentemente, los implantes cocleares, proporcionan un medio para evadir la interrupción del procesamiento auditivo, resultado de la pérdida de la audición sensoneuronal mediante el procesamiento electrónico de las ondas sonoras y su traducción en una vía de estimulación eléctrica en el nivel de la actividad de los nervios auditivos.

Los implantes actuales permiten una gran flexibilidad en cuanto a la forma de onda de estimulación (analógica o pulsos), por la forma de distribución temporal de la señal (simultánea o secuencial), por su modo de estimulación (monopolar o bipolar) y por el tipo de estrategia: SAS (Simultaneous Analog Stimulation) o CA (Compressed Analog Strategy), CIS (Continuous Interleaved Sampler), F0/F2, F0/F1/F2 (Extracción de los Formantes), MPEAK (MULTIPEAK), SMS (Spectral Maxima Sound Processor), SPEAK (Spectral Peak Coding), IP (Interleaved Processor), ACE (Advance Combination Encoder)^{5:12-16}.

BREVE DESCRIPCIÓN DE LA ANATOMÍA Y FISIOLÓGIA DEL SISTEMA AUDITIVO HUMANO

El sistema periférico auditivo (Figura 1), se divide en tres segmentos: oído externo, medio, e interno. El oído externo consta del pabellón de la oreja (A) y del conducto auditivo externo (B). El oído medio está formado por un conjunto de cavidades llenas de aire. Contiene la membrana timpánica (C) y los tres huesecillos: martillo (D), yunque (E) y estribo (F), además de la trompa de Eustaquio (H) que lo comunica con la faringe. El oído interno está constituido por la cóclea (I). El estribo y la ventana oval (G) forman la unión entre el oído medio y el oído interno. Los nervios auditivos (J) conectan al oído interno con el cerebro, y son los que transportan la señal auditiva al cerebro para ser interpretado por este último. El oído interno o cóclea, se encuentra longitudinalmente dividido en 3 escalas llenas de líquido: escala Vestibulí, escala Timpánica y la escala Media (Figura 2)¹, muestra la cóclea extendida, para su mejor comprensión). Estas escalas llenas de líquido sirven de medio de transporte de la onda sonora convertida en onda mecánica.

La función del oído externo es capturar las ondas sonoras incidentes y proporcionar un filtrado inicial de la señal para incrementar la presión del sonido en la región de 2kHz a 7kHz, ayudando a la localización del sonido¹.

El oído medio tiene como función la de acoplar el conducto auditivo externo al interno. La presión sonora de la onda en el conducto auditivo externo produce vibraciones de la membrana timpánica, las cuales son transferidas por los tres huesecillos a la cóclea. El oído medio adapta la baja impedancia del conducto auditivo externo a la alta impedancia del fluido coclear, incrementando la transferencia de energía del sonido desde el oído externo al interno. Además, reduce la reflexión de las on-

das sonoras sobre la membrana timpánica y transfiere el movimiento al estribo.

El oído interno es el órgano de la audición y desempeña una función importante en el sentido del equilibrio. El oído comprende una estructura de transmisión de sonidos y una estructura de percepción. La estructura de transmisión se corresponde con la de un transformador de energía: los sonidos son captados por el pabellón auricular y, canalizados por el conducto auditivo externo, hacen vibrar el timpano, vibración, que a su vez, produce la de la cadena de huesecillos y su transmisión a la ventana oval. Los movimientos de la ventana oval producen el desplazamiento del líquido coclear hacia la segunda ventana de la cóclea (la ventana redonda) la cual se abre en la base de la escala timpánica. El flujo del líquido coclear provoca un desplazamiento semejante al de una ola en la membrana basilar, referida como una onda viajera. La Figura 3² muestra el movimiento de la onda a través de la membrana basilar.

La onda viajera se propaga desde la base de la membrana basilar hacia el apex o punta de la cóclea. La rigidez de la membrana basilar disminuye con la distancia desde la base, y consecuentemente, la amplitud de la onda crece y la velocidad de propagación de la onda decrece, hasta alcanzar un pico máximo de amplitud de la onda llamado resonancia, en un determinado punto de la cóclea. Luego, la onda comienza a detenerse. La amplitud de la onda viajera cae dramáticamente y desaparece después de la región de resonancia. La región de resonancia depende de la frecuencia del estímulo, de modo que diferentes frecuencias producen distintas áreas de máxima amplitud de vibración, esto se conoce como *organización tonotópica*. Consecuentemente, la membrana basilar puede ser descrita como una serie de filtros continuos pasa banda, con una frecuencia central por cada filtro, disminuyendo la frecuencia central con respecto a la distancia medida desde la base hacia el apex (de altas a bajas frecuencias respectivamente). La Figura 4 muestra un corte transversal de la cóclea y cada una de sus partes^{17,18}.

Dentro de la cóclea (Figura 4) el órgano de Corti (G) es la estructura de la percepción. El órgano de Corti (Figura 5) está formado por: célula ciliada interna (A), la estereocilia (B), la célula ciliada externa (C), las fibras nerviosas (D), la membrana tectoria (E), y la membrana de basilar (F).

La función del órgano de Corti es la transformación de la energía mecánica del sonido, transpor-

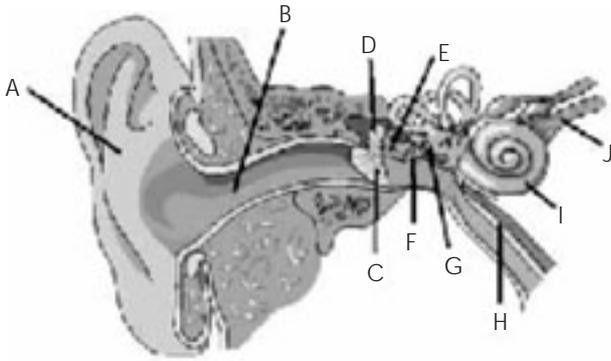


Figura 1. Sistema periférico auditivo: (A) oreja; (B) conducto auditivo externo; (C) membrana timpánica; (D) martillo; (E) yunque; (F) estribo; (G) ventana oval; (H) trompa de Eustaquio; (I) cóclea; (J) nervios auditivos.

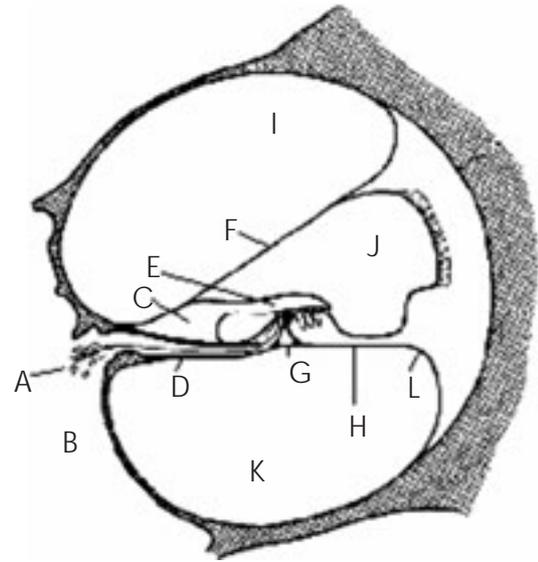


Figura 4. Corte transversal de la cóclea: (A) ganglio espiral; (B) modiolus; (C) limbus; (D) lámina espiral; (E) membrana tectoria; (F) membrana de Reissner; (G) órgano de Corti; (H) membrana basilar; (I) escala vestibuli; (J) escala media; (K) escala timpánica; (L) ligamento espiral.

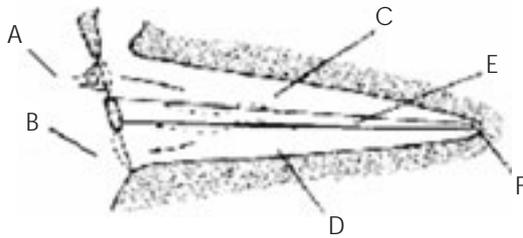


Figura 2. Oído interno o cóclea: (A) ventana oval; (B) ventana redonda; (C) escala vestibuli; (D) escala timpánica; (E) escala media; (F) helicotrema.

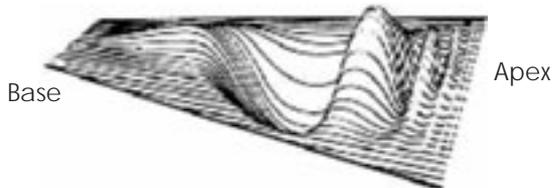


Figura 3. Movimiento de la membrana basilar.

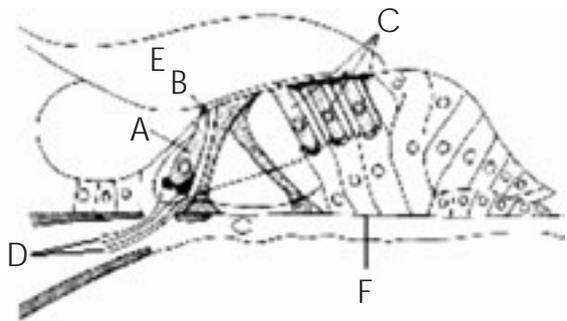


Figura 5. Órgano de Corti: (A) célula ciliada interna; (B) estereocilia; (C) célula ciliada externa; (D) fibras nerviosas; (E) membrana tectoria; (F) membrana de basilar.

tada por la onda viajera, en cambios de potenciales de acción. La conversión de esa energía en actividad neuronal, dentro de los nervios auditivos, se produce en las células ciliadas internas y en la sinapsis del nervio auditivo. El curvado de la estereocilia producido por la vibración de la membrana basilar, puede conducir al flujo de corriente dentro de la célula ciliada o auditiva, causando la liberación de neurotransmisores a través de la sinapsis de la célula ciliada y del nervio auditivo.

En las células ciliadas (Figura 6 [A])¹⁹ las señales eléctricas se originan por el flujo de corrientes iónicas que atraviesan la membrana a través de poros

específicos, o canales iónicos; por lo que los movimientos de la célula en la dirección que facilita la despolarización incrementa la conductividad de la membrana, lo que hace más permeable a la membrana a las cargas iónicas positivas. El movimiento en sentido opuesto cierra los canales iónicos, por lo que disminuye el flujo de iones. Es por ello la sordera por elementos ototóxicos que interfieren en la operación de los canales iónicos.

Las fibras nerviosas están formadas por fibras nerviosas aferentes (D) y eferentes (E). La célula ciliada hace sinapsis (C) con las fibras nerviosas aferentes

del octavo nervio craneal y también recibe contacto sináptico eferente de axones originados en el cerebro. Del total de fibras nerviosas conectadas con las células ciliadas las aferentes constituyen el 95% y las eferentes el 5%.

Las fibras nerviosas aferentes son las que transportan la información al cerebro y el mayor número de éstas (95%) hacen contacto con las células ciliadas internas, el menor número de éstas (5%) con las células ciliadas externas.

Las fibras nerviosas eferentes son las que llevan la información del cerebro a la cóclea. Ellas hacen contacto sináptico fundamentalmente a la base de las células ciliadas externas.

TEORÍAS Y PRINCIPIOS QUE DESCRIBEN EL FUNCIONAMIENTO DE LA CÓCLEA

Existen hasta el momento tres teorías que explican el principio de funcionamiento de la cóclea: Teoría de la Codificación Espacial, Teoría de la Codificación Temporal, y la Teoría de Volley^{2,19,20}. von Békésy halló que la membrana basilar actúa como un sistema lineal invariante con el desplazamiento, para lo cual empleó estímulos sinusoidales para medir la respuesta en diferentes puntos a lo largo de la cóclea, con lo cual fue capaz de predecir la respuesta de la membrana basilar, de estos experimentos se derivó la teoría de la codificación espacial.

La teoría de la codificación espacial de Helmholtz's es la que describe la organización tonotópica de la membrana basilar anteriormente explicada.

La teoría de la codificación temporal, expresa que es irrelevante la localización de la actividad a lo largo de la membrana basilar. Más bien, el tono se codifica por la razón de estimulación de las células nerviosas. Un tono a baja frecuencia causa movimientos lentos de la onda viajera en la membrana basilar produciendo una baja razón de estimulación, sin embargo, un tono de alta frecuencia produce un desplazamiento o movimiento rápido de la onda viajera en la membrana basilar, por lo que debe de producir una alta razón de estimulación en concordancia con el tono de estimulación. Sin embargo, existe un gran problema con la codificación temporal. El oído es sensible a frecuencias desde 20 Hz a 20 kHz, pero una simple célula nerviosa no puede producir una señal con una razón de disparo de 20 kHz. Por lo tanto, la codificación temporal no explica la posibilidad de la detección de un tono de 20 kHz porque ninguna célula nerviosa puede conducir esta elevada razón de impulsos

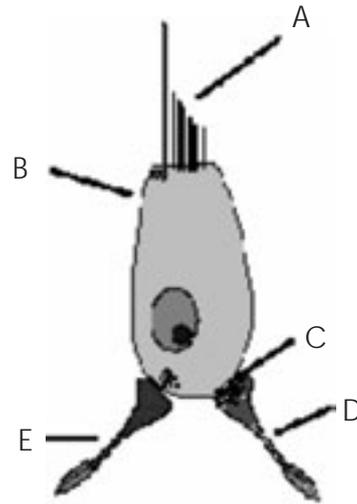


Figura 6. Célula ciliada: (A) cilios; (B) célula ciliada; (C) sinapsis; (D) fibra nerviosa aferente; (E) fibra nerviosa eferente.

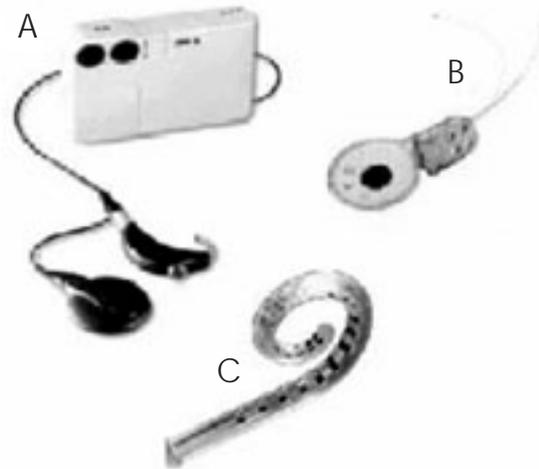


Figura 7. Dispositivos que conforman una prótesis coclear: (A) dispositivo externo del implante con el micrófono y la antena Tx/Rx; (B) implante coclear, (C) matriz de electrodos.

por segundos. De hecho Hallowell Davis, en el año 1930 mostró que la máxima razón de respuesta de las neuronas del sistema auditivo está sobre los 1,000 disparos por segundo.

El principio de Volley o también conocida como codificación espacio-temporal, soporta la teoría de la codificación espacial y la teoría de la codificación temporal. Dicho principio resuelve el problema de la teoría de la codificación temporal, sugiriendo que mientras una sola neurona no puede soportar la codificación temporal de un tono puro a 20 kHz, 20 neuronas sí pueden

lograrlo con razón de disparo de forma escalonada, donde cada neurona podría responder en un promedio de tiempo cada 20 ciclos del tono puro de 20 kHz.

Los actuales implantes cocleares basan su principio de funcionamiento en la teoría de la codificación espacial basada en la organización tonotópica de la membrana basilar.

DESARROLLO Y PERSPECTIVAS DE LOS IMPLANTES COCLEARES

Los implantes cocleares (Figura 7) son dispositivos electrónicos implantados en el oído interno o cóclea, por medio de los cuales algunas personas totalmente sordas pueden lograr la audición. Los implantes cocleares están formados por el procesador del habla o lenguaje (A), el implante (B) y la matriz de electrodos (C). El procesador del habla junto con el micrófono convierte la señal acústica en eléctrica y esta última en señal apropiada para ser transmitida al implante por la antena Transmisora/Receptora (Tx/Rx). El implante con su electrónica de comunicación y control recibe la señal transmitida por la antena y genera los pulsos eléctricos adecuados para la estimulación de la cóclea. La matriz de electrodos es la encargada de llevar los estímulos eléctricos al correspondiente punto dentro de la cóclea. El implante junto con la matriz de electrodos se implantan por vía quirúrgica.

Su uso o aplicación comienza desde principios de la década de los años 70, y tuvo un incremento a principios de la década de los años 80, ofreciendo un servicio más amplio y de mayor calidad a las personas incapacitadas por sordera total (niños, adolescentes y adultos). Muchos de los pacientes implantados han logrado hasta comunicarse sin la necesidad del lenguaje para sordos e hipocúsicos y la lectura labial, e incluso, muchos han logrado interactuar por vía telefónica con otras personas.

Todos estos logros han sido alcanzados gracias a la unión multidisciplinaria de varias ramas de la ciencia como la bioingeniería, la fisiología, otorrinolaringología, y grupos multidisciplinarios que se dedican al estudio y procesamiento digital de señales de voz, entre otros.

Los primeros implantes se basaron en la teoría de la codificación temporal por lo que eran de un solo canal y resultaron un avance para la época, rompiendo con el escepticismo en lo relacionado con su funcionamiento práctico. En esa época se destacaron los trabajos de las firmas

House/3M y la Vienna/3M ambas con implantes de simples canales.

En el implante de simple canal House/3M desarrollado por William House y sus asociados en 1970, la señal captada por el micrófono era filtrada por un filtro pasa banda con la banda pasante entre 340 Hz y 2,700 Hz. La señal de salida del filtro era modulada (a 16 kHz) y luego amplificada para ser transmitida a través de la piel por medio de una bobina transmisora ubicada en la parte externa y otra receptora ubicada en la parte interna para luego estimular el electrodo activo con respecto a un electrodo de referencia. En este dispositivo la información temporal se encuentra en la envolvente de la señal modulada. El gran problema de esta forma de estimulación con un simple electrodo o canal es la limitada información temporal ofrecida a los pacientes, los cuales no mostraron una notable mejoría obteniéndose un promedio bajo en cuanto al reconocimiento o identificación de consonantes dentro del habla.

El Viena/3M, estaba compuesto de un micrófono, un filtro de pre-énfasis, un control automático de ganancia (AGC) y un filtro ecualizador de 100 Hz a 4,000 Hz, transmitiendo la señal de salida de éste a través de la piel por medio de dos bobinas acopladas magnéticamente al igual que la House/3M. La bobina externa funciona como transmisor y la interna como receptor. A los terminales de esta última se acoplaban el par de electrodos, uno de referencia y el otro al activo. El bloque de AGC se usó para preservar los detalles de la información temporal evitando la saturación del canal. Éste, al igual que el implante House/3M lograban poca mejoría en el reconocimiento de las consonantes y del lenguaje.

No fue hasta la década de los años 80 donde se produjeron mejoras notables en cuanto al reconocimiento del lenguaje, por un lado con la introducción de los implantes multicanales que estimulaban varios sitios de la cóclea, usando una matriz de electrodos; apoyados en la teoría de la organización tonotópica de la señal²¹⁻²³. Por otro lado, se desarrollaron un conjunto de estrategias o variantes de estimulación que lograron superar la variante del implante de simple canal. Dentro de las estrategias de estimulación multicanales se encuentran: la SAS o CA, CIS I y II, F0/F2, F0/F1/F2, MPEAK, SMSP, SPEAK, IP, y la más reciente la estrategia ACE¹⁵.

Éstas se clasifican de acuerdo a su forma de onda, por la extracción de parámetros, y las estrategias n de m. Dentro de las estrategias de formas de onda se encuentran las estrategias SAS o CA y

la CIS; dentro de las estrategias de extracción de parámetros están la F0/F2, F0/F1/F2 y MPEAK; y las estrategias n de m por SMSP, SPEAK, e IP.

La estrategia SAS o CA usada por Ineraid y Clarion no extraen las características de la voz, sino que las formas de ondas analógicas se entregan simultáneamente a los electrodos y los mismos pueden operar en forma bipolar o monopolar. Esta estrategia enfatiza los detalles de la información temporal de la señal acústica, logra una estimulación continua, y al ser continua y más fuerte en potencia, beneficia a personas mucho más sordas²⁴. No obstante, presenta una reducida selectividad espacial, porque todos los canales son estimulados simultáneamente, por lo que existe interacción entre canales. Se produce además, distorsión de la información en el espectro de la voz, ya que muchos pacientes no pueden percibir los cambios en la forma de onda del estímulo cuando éstos sobrepasan los límites de saturación de la voz, perdiéndose detalles de los estímulos temporales.

La estrategia CIS I usada por Clarion (Advanced Bionics™), Med-El y Nucleus; y la CIS II sólo por Advanced Bionics™ (Clarion) emplean pulsos no simultáneos bifásicos, estimulándose un electrodo a la vez. La señal preenfazada se filtra por un banco de filtros pasa banda, luego se extrae la envolvente, y se comprime de acuerdo al rango dinámico del paciente mediante una función logarítmica, lográndose trenes de pulsos con amplitudes proporcionales a las envolventes. Estudios realizados demuestran superioridad respecto a la CA. Dentro de los parámetros de la CIS que pueden mejorar el reconocimiento del habla se encuentran: razón y duración del pulso (la razón óptima del pulso varía de paciente a paciente), el orden de estimulación puede minimizar la interacción entre canales (el orden puede variar de paciente a paciente), los sonidos del habla son más naturales y reconocibles cuando el orden de estimulación de los electrodos se hace del apex a la base de la cóclea, función de compresión logarítmica o potencia (necesario para que el rango de las amplitudes acústicas no sobrepasen el nivel o umbral de inconformidad).

La CIS II de Advanced Bionics™ presenta las siguientes características: Actualización de la información a 90,000 actualizaciones por segundo, una razón de estimulación a 83,000 pulsos/s y 16 circuitos de salida independientes.

La ventaja de la CIS sobre la CA consiste en que enfatiza la selectividad espacial y reduce la interacción eléctrica entre señales^{13,24}.

Las estrategias de extracción de parámetros F0/F2 y F0/F1/F2 fueron utilizadas por Nucleus. En éstas se estima la frecuencia fundamental F0, el primer y segundo formante F1 y F2 según sea la estrategia, además de extraerse la información de amplitud. Durante los sonidos sonoros se estimula el electrodo seleccionado a razón de F0 pulsos/s. Para sonidos sordos, se estimula con señales cuasialeatorias a razón de 100 pulsos/s. Esta estrategia emplea un arreglo de 22 electrodos.

La estrategia MPEAK (también usada por modelos antiguos de Nucleus) presenta mejoras sobre la anterior, en la misma se estiman las frecuencias de F0, F1, F2 y se extrae la información de amplitud de las tres frecuencias, estimulando 4 electrodos con pulsos a la frecuencia de F0 en los sonoros y cuasialeatorio con 250 pulsos/s.

La estrategia SMSP (desarrollada por la Universidad de Melbourne/Nucleus en 1990) no extrae ninguna característica de la señal de voz. Emplea 16 filtros pasabanda con frecuencias centrales desde 250 Hz a 5,400 Hz. La salida de cada filtro se rectifica y se filtra con característica pasa bajo con una frecuencia de corte de 200 Hz. Para reflejar la variación normal de la sensibilidad auditiva con la frecuencia, las salidas de los filtros se multiplican por un grupo de coeficientes logrando un incremento de sensibilidad alrededor de los 400 Hz, una reducción a mayores frecuencias y luego un incremento gradual a un pico más ancho en sensibilidad alrededor de los 4,000 Hz. Se seleccionan las 6 mayores amplitudes de canales a intervalos de 4 ms. Un método alternativo de convertir amplitudes en niveles de estimulación, se logra variando los anchos de pulsos en vez o a la vez que los niveles de corrientes. La técnica de selección del canal asegura que la razón máxima de estimulación de cualquier electrodo sea de 250 Hz, y se escoge para estimular 6 de 16 canales.

La estrategia SPEAK empleada por Nucleus cuenta con un banco de 20 filtros con frecuencias centrales de 250 Hz a 10 kHz. Se seleccionan los canales con mayores amplitudes, la cantidad máxima de canales seleccionados varía de 5 a 10, con un número promedio de 6 en dependencia de la composición espectral. Las razones de estimulación varían entre 180 Hz y 300 Hz, dependiendo del número máximo de canales seccionados y del paciente (seleccionándose los canales de mayor amplitud). Para los espectros más anchos se seleccionan más canales, bajando la razón de estimulación. La estrategia SPEAK actualmente se emplea en los procesadores de habla Spectra (compatible con el im-

plante Nucleus® 22) y Sprint (compatible con el implante Nucleus® 24).

La estrategia IP (desarrollada por Research Triangle Institute) fue el primer procesador que utilizó la estrategia “n de m”. Aquí la señal se filtra en 6 bandas con detección de envolvente, seleccionándose para la estimulación, las 2 salidas de mayor energía. La razón máxima de estimulación es de 313 pulsos/s.

La estrategia ACE empleada por Nucleus combina las ventajas de las estrategias SPEAK y la CIS, mediante el uso de altas razones de estimulación (600 a 1,800 pulsos/s) con selección dinámica de los electrodos a estimular y un gran número de electrodos disponibles¹⁵. La estrategia ACE se usa en el procesador de habla Sprint de Nucleus (compatible con el implante Nucleus®²⁴).

Como se ha podido apreciar en las descripciones anteriores existen en la actualidad tres casas comerciales que desarrollan y comercializan implantes cocleares: Advanced Bionics^{TM24,25}, MED-EL²⁶ y NUCLEUS²⁷. Cada una comercializa sus propios implantes y procesadores del habla.

Advanced BionicsTM comercializa actualmente tres tipos de procesadores del habla: HiResTM AuriaTM, Platinum Sound Processor y PowerCelTM Technology, y el implante: HiResolution 90K implant, los cuales tienen implementados la estrategia CIS II.

En el presente los procesadores de lenguaje de MED-EL son: Procesador retroarticular TEMPO+ y el Procesador de cuerpo CIS PRO+ (ambos compatibles con el implante COMBI 40), y emplean las estrategias CIS y la “n-of-m”.

La firma Nucleus tiene una variada gama de procesadores del habla, entre ellos se encuentran: Procesador del habla Spectra (Compatible con el implante Nucleus® 22), Procesador del habla SPrint (Compatible con todos los implantes Nucleus® 24), Procesador del habla ESPrít (Compatible con todos los implantes Nucleus® 24), Procesador del habla ESPrítTM 22 (Compatible con el implante Nucleus® 22), Procesador del habla ESPrít 3GTM (Compatible con todos los implantes Nucleus® 24). Las estrategias de Procesamiento del lenguaje empleadas actualmente por Nucleus son: Estrategia CIS (Procesador de habla SPrint, ESPrít 3G), Estrategia SPEAK (Procesador de habla Spectra, SPrint, ESPrít, ESPrít 3G), Estrategia de codificación del habla: ACETM (Procesador de habla SPrint, ESPrít 3G y ESPrít en un futuro muy cercano).

Nucleus para mejorar la escucha en medio ambiente ruidoso ha introducido en sus procesadores del habla una variante que es el conocido sistema

ADRO (Adaptive Dynamic Range Optimization) disponible con el procesador Sprint y trabaja tanto con la estrategia ACE o Speak., su objetivo fundamental es mejorar la claridad del sonido en sonidos suaves manteniendo el nivel de conformidad con sonidos fuertes. Hoy día las investigaciones se encaminan fundamentalmente hacia dos tendencias, una dedicada al estudio de los efectos de la implantación coclear e inteligibilidad del lenguaje, y la otra hacia el perfeccionamiento de los implantes.

En la primera tendencia se estudia la rehabilitación, inteligibilidad y reconocimiento del lenguaje después de implantado el paciente²⁸⁻³², evaluando al mismo tiempo la influencia de las diferentes estrategias de estimulación coclear en el reconocimiento de vocales, fonemas, sílabas, palabras aisladas, oraciones y frases. Además, para un mejor aprovechamiento de esta tecnología se busca ampliar y/o mejorar los criterios de selección del paciente a implantar como es la edad óptima del paciente. En este caso hay varios estudios desarrollados relacionados con la implantación en niños en determinados intervalos de edades, demostrándose la efectividad de los mismos en niños menores de 10 años^{30,33}, aunque otros estudios refieren una mejor efectividad en menores de 2 años^{28,33-36}. Otros trabajos reflejan la efectividad del implante en niños con malformaciones en la cóclea²⁹. Estudios de seguimiento a largo plazo (5-13 años) de los efectos del implante en niños demostraron la no degradación del nervio coclear a causa de los estímulos eléctricos, ni significativa incidencia del corrimiento de la matriz de electrodos a causa del crecimiento de los niños, manteniéndose las ventajas demostradas del implante^{30,37}. Otros investigadores se encuentran estudiando las ventajas de los implantes bilaterales en comparación con los implantes unilaterales^{38,39}. De igual manera la búsqueda de una mejor frecuencia y ancho de los pulsos de estimulación, la distribución y cantidad de electrodos, el modo de estimulación, el tipo de estrategia de estimulación, entre otros parámetros han sido de interés para los investigadores^{5,13,14,40-45}.

La segunda tendencia busca mejorar la forma y los mecanismos de estimulación coclear, así como las características técnicas de éstos. Por ejemplo, a pesar de que siempre se ha tratado de eliminar el ruido de la señal a tratar por el implante, estudios recientes indican que la adición de una cierta cantidad de ruido aleatorio, es beneficioso, lo cual puede mejorar la detección de señales en sistemas no lineales⁴⁶⁻⁵⁰. En la actualidad la estrategia

CIS incluye en su estimulación los llamados pulsos acondicionadores para simular en alguna medida los procesos estocásticos o espontáneos que ocurren en la unión sináptica célula ciliada interna/neurona para darle algo de naturalidad al proceso, tratando de acercarse en lo posible al mecanismo natural donde aun en ausencia de estímulos se liberan neurotransmisores hacia la unión sináptica, y de forma espontánea o estocástica las neuronas generan impulsos nerviosos hacia el sistema nervioso central. Actualmente aquellos pacientes con pérdida total de la audición y en los que no se puede resolver aún su discapacidad con un implante coclear por no funcionalidad del nervio coclear como es el caso de pacientes con neurofibromatosis tipo 2, aplasia e hiperplasia en el nervio coclear, se emplean los llamados implantes de tallo o tronco cerebral⁵¹⁻⁵⁷ que estimulan directamente el núcleo coclear en el tronco cerebral, y su principio de funcionamiento está basado en los mismos principios del implante coclear, pero en este caso sólo difieren de la zona o lugar de estimulación, y en la forma y distribución espacial de la matriz de electrodos.

Hasta el momento los implantes actuales implementan una burda modelación de la cóclea, donde no se tiene en cuenta las no linealidades en el procesamiento de la membrana basilar y en las células ciliadas internas^{17,58-61}, donde en cada una de ellas se produce una compresión de la señal, y no una compresión global como lo hace la estrategia CIS, la cual no tiene en cuenta las compresiones no instantáneas que ocurren en la sinapsis entre las células ciliadas internas y las fibras nerviosas auditivas. La no linealidad en el filtrado en la membrana basilar mejora grandemente la representación neural de los sonidos de voz presentados en competencia con el ruido¹⁸, igualmente la inclusión de los mecanismos de adaptación que se llevan a cabo en la sinapsis célula ciliada interna/neurona en representación de los eventos temporales de la voz, especialmente para voz en presencia de ruido.

CONCLUSIONES

El oído interno es una estructura de alta complejidad, lo cual conlleva a continuos y profundos estudios para mejorar los modelos cocleares existentes y consecuentemente mejorar las estrategias de los implantes. Muchos pacientes implantados presentan dificultades en el reconocimiento de palabras aisladas, incluyendo términos fonéticamente pare-

cidos y algunas vocales y/o consonantes; no así con el reconocimiento de frases porque a pesar de no reconocer todas las palabras en una frase pueden inferirlas por su conocimiento de la gramática, la semántica. La presente tecnología de implantes cocleares es incapaz de ejecutar un procesamiento avanzado del sonido como el oído humano y está limitado a patrones que pueden evocar la actividad neuronal. Las formas de codificación actuales son codificaciones subóptimas del sonido que producen respuestas neuronales, las que, en grado máximo, comunican o transmiten la información perceptualmente importante al cerebro. Esto explica el desarrollo de las investigaciones en el tema, buscando mejorar e incrementar cada vez más las estrategias de estimulación, la calidad y el reconocimiento del habla, demandando de la incorporación en las estrategias de estimulación de los implantes cocleares modelos actuales con características más cercanas a los procesos fisiológicos del sistema periférico auditivo humano. El trabajo representa una panorámica actualizada del desarrollo de los implantes cocleares en el mundo y sus perspectivas de desarrollo, lo cual representa un material de inapreciable valor para los investigadores y estudiosos de esta área del conocimiento.

AGRADECIMIENTOS

Agradecemos la colaboración brindada por la Universidad Politécnica de Cartagena, a los Doctores Jorge Guilarte Téllez y Raciél Batlle Hernández, especialistas de primer grado de Neurofisiología y Otorrinolaringología respectivamente, ambos del Hospital Infantil Sur, de Santiago de Cuba, Cuba.

BIBLIOGRAFÍA

1. Ian CB. Spatiotemporal coding of sound in the auditory nerve for cochlear implants. Doctor of Philosophy Department of Otolaryngology, University of Melbourne, 1997.
2. Landy MS. Course of Perception. 2004. <http://www.cns.nyu.edu/~msl/courses/0022/>
3. Loizou P. Introduction to cochlear implants. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 1999; 18(1): 1-36.
4. Moore JA, Teagle HFB. An introduction to cochlear implant technology, activation, and programming. Language Speech and Hearing Services in Schools, 2002; 33(3).
5. Loizou PC. Signal processing for cochlear prosthesis: a tutorial review. Proceedings of the 40th Midwest Symposium on Circuits and Systems (IEEE MWSCAS'97), 1998; 2(1): 881-885.
6. Ay SU, Fan-Gang Zeng, Sheu BJ. Hearing with bionic ears [cochlear implant devices]. Circuits and Devices Magazine, IEEE, 1997; 13(3): 18-23.

7. Walliker JR. Cochlear Implants. Technology for the Hearing Impaired-State of the Art and Future Trends, IEE Colloquium on, 1988; 12-12.
8. Hanekom JJ, Van Schalkwyk JJD. The South Africa bionic ear-description and preliminary results. Proceedings of Southern African Conference on Communications and Signal Processing (COMSIG 1989), 1989; 59-64.
9. Morris LR, Barszczewski P. Algorithms, hardware, and software for a digital signal processor microcomputer-based speech processor in a multielectrode cochlear implant system. IEEE Transaction on Biomedical Engineering, 1989; 36(6): 573-584.
10. Salthouse CD, Sarpeshkar R. A practical micropower programmable bandpass filter for use in bionic ears. IEEE Journal of Solid-State Circuits, 2003; 38(1): 63-70.
11. Rubinstein JT, Turner C. A novel acoustic simulation of cochlear implant hearing: effects of temporal fine structure. Proceedings of the First International IEEE EMBS, Conference on Neural Engineering, 2003; 142-145.
12. Bogli H, Dillier N. Digital Speech Processor For The Nucleus 22-channel Cochlear Implant. Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE, 1991; 13(-): 1901-1902.
13. Loizou PC. Mimicking the human ear. Signal Processing Magazine, IEEE, 1998; 15(5): 101-130.
14. Loizou PC. Signal-processing techniques for cochlear implants. Engineering in Medicine and Biology Magazine, IEEE, 1999; 18(3): 34-46.
15. Pasanisi E, Bacciu A, Vincenti V, Guida M, Berghenti MT, Barbot A, Panu F, Bacciu S. Comparison of speech perception benefits with SPEAK and ACE coding strategies in pediatric Nucleus CI24M cochlear implant recipients. International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 2002; 64(2): 159-163.
16. Tong Y C, Chang JS, Harrison JM, Hugien J, Clark G M. Two speech processing schemes for the University of Melbourne multi-channel cochlear implant prosthesis. Circuits and Systems, 1989., IEEE International Symposium on, 1989; 2(-): 1051-1054.
17. Schatzer R, Wilson BS, Lopez PEA, Zerbi M, Wolford RD, Lawson DT. A novel CI speech processing structure for closer Mimicking of normal auditory functions. 2004.
18. Schatzer R, Wilson B, Wolford R, Lawson D. Speech Processors for Auditory Prostheses. Sixth Quarterly Progress Report. 2003.
<http://www.rti.org/publications.cfm?nav=91&objectid=F33F30D0-45D7-4A85-A3CBE2261DE9E650>
19. Hearing and Balance. 22-3-1996. <http://www.neurophys.wisc.edu/~ychen/textbook/textindex.html>
20. Fundamentals of Hearing & Speech Science. 2004. <http://www.d.umn.edu/~floven/courses/csd3105/syllabus.html>
21. McDermott H. An advanced multiple channel cochlear implant. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1989; 36(7): 789-797.
22. Dettmer R. The all-electric ear. IEE Review, 1988; 34(5): 195-198.
23. Hruby J, Sedlak S, Picka J, Topol M, Klier E. Evaluation and measurements at the cochlear implantations. Engineering in Medicine and Biology Society, Proceedings of the Annual International Conference of the IEEE, 1988; 4(-): 1543-1544.
24. Advanced Bionics Corporation. CLARION TM. Multi Strategy Cochlear Implant. Version 2.0. (12740 San Fernando Road Sylmar, California 91342-3728), 1996.
25. Advanced Bionics Corporation. Advanced Bionic. 2004. <http://www.cochlear.com/Spanish/>
26. MED-EL. MED-EL. 2004. <http://www.medel.com/LANG/SPA/>
27. Nucleus. NUCLEUS. 2004. <http://www.cochlear.com/spanish/>
28. Anderson I, Weichbold V, D'Haese PSC, Szuchnik J, Quevedo MS, Martin J, Dieler WS, Phillips L. Cochlear implantation in children under the age of two—what do the outcomes show us? International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 2004; 68(4): 425-431.
29. Arnoldner C, Baumgartner WD, Gstoettner W, Egelerler B, Czerny C, Steiner E, Hamzavi J. Audiological performance after cochlear implantation in children with inner ear malformations", International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 2004; 68(4): 457-467.
30. Calmels MN, Saliba I, Wanna G, Cochard N, Fillaux J, Deguine O, Fraysse B. Speech perception and speech intelligibility in children after cochlear implantation. International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 2004; 68(3): 347-351.
31. Lisiecka-Bielanowicz M, Szuchnik J, Ratynska J, Szkielowska A. Physiotherapy of breathing as an element of multidisciplinary rehabilitation of children using cochlear implants. International Congress Series, 2003; 1240 375-378.
32. Lorens A, Skarzynski H, Piotrowska A, Walkowiak A, Sliwa L, Kochanek K. Objective methods of postoperative tests in cochlear implant patients. International Congress Series, 2003; 1240 379-383.
33. Hassanzadeh S, Farhadi M, Daneshi A, Emamdjomeh H. The effects of age on auditory speech perception development in cochlear-implanted prelingually deaf children. Otolaryngology - Head and Neck Surgery, 2002; 126(5): 524-527.
34. Kirk KI, Miyamoto RT, Ying EA, Perdew AE, Zuganelis H. Cochlear implantation in young children: Effects of age at implantation and communication mode. Volta Review, 2002; 102(4): 127-144.
35. Kirk KI, Miyamoto RT, Lento CL, Ying E, O'Neill T, Fears B. Effects of age at implantation in young children. Annals of Otolaryngology Rhinology and Laryngology, 2002; 111(5): 69-73.
36. Balkany TJ, Hodges AV, Eshraghi AA, Butts S, Bricker K, Lingvai J, Polak M, King J. Cochlear implants in children - A review. Acta Oto-Laryngologica, 2002; 122(4): 356-362.
37. Waltzman SB, Cohen NL, Green J, Roland JT. Long-term effects of cochlear implants in children. Otolaryngology-Head and Neck Surgery, 2002; 126(5): 505-511.
38. Vermeire K, Brokx JPL, Van de Heyning PH, Cochet E, Carpentier H. Bilateral cochlear implantation in children. International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology, 2003; 67(1): 67-70.
39. Brademann G, Muller-Deile J, Maa[ss] J, Frese K, Vogel A, Kortmann T, Maune S. Is the bilateral cochlear implantation necessary for avoidance of auditory deprivation in deaf children? International Congress Series, 2003; 1254 301-306.
40. Loizou PC. Introduction to cochlear implants. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 1999; 18(1): 32-42.
41. Loizou PC. Signal processing for cochlear implants and low-rate speech coding. Speech Coding, 2000. Proceedings. 2000 IEEE Workshop on, 2000; 68-68.
42. Lawson D, Wolford R, Blake W, Schatzer R. Speech Processors for Auditory Prostheses. First Quarterly Progress Report. First Quarterly Progress Report, 2002; 1-38.

43. Miller A, Abbas PJ, Nourski KV, Hu N, Robinson BK. Electrode configuration influences action potential initiation site and ensemble stochastic response properties. *Hearing Research*, 2003; 175(1-2): 200-214.
44. Jamieson L, Ajayi F, Costa A, Martin J, Raine CH. Use of the TEMPO+ behind-the-ear speech processor and COMBI40+ cochlear implant with very young children". *International Congress Series*, 2003; 1240 391-397.
45. Aschendorff A, Klenzner T, Hamad M, Kubalek R, Richter B, Laszig R. Perimodiolar electrodes-radiological and histological findings. *International Congress Series*, 2003; 1240 361-364.
46. Zeng FG, Fu QJ, Morse R. Human hearing enhanced by noise. *Brain Research*, 2000; 869(1-2): 251-255.
47. Morse RP, Evans EF. Additive noise can enhance temporal coding in a computational model of analogue cochlear implant stimulation. *Hearing Research*, 1999; 133(1-2): 107-119.
48. Morse RP, Meyer GF. The practical use of noise to improve speech coding by analogue cochlear implants. *Chaos, Solitons & Fractals*, 2000; 11(12): 1885-1894.
49. Matsuoka AJ, Abbas PJ, Rubinstein JT, Miller CA. The neuronal response to electrical constant-amplitude pulse train stimulation: additive Gaussian noise. *Hearing Research*, 2000; 149(1-2): 129-137.
50. Behnam SE, Zeng FG. Noise improves suprathreshold discrimination in cochlear-implant listeners. *Hearing Research*, 2003; 186(1-2): 91-93.
51. Kuchta J, Otto SR, Shannon RV, Hitselberger WE, Brackmann DE. The multichannel auditory brainstem implant: how many electrodes make sense? *Journal of Neurosurgery*, 2004; 100(1): 16-23.
52. Schwartz MS, Hitselberger WE, Otto SR, Brackmann DE, Shannon RV. Brainstem auditory implants. *Operative Techniques in Otolaryngology-Head and Neck Surgery*, 2003; 14(4): 282-287.
53. Szyfter W, Pruszewicz A, Karlik M, Kawczynski M, Sekula A, Swidzinski P, Magierska M. Poznan's program of cochlear and brainstem implantation: a general review. *European Archives of Oto-Rhino-Laryngology*, 2003; 260(8): 460-463.
54. Colletti V, Carner M, Fiorino FG, Miorelli V, Guida M, Sacchetto L. Can an auditory brainstem implant make up for cochlear implant failure? *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 2003; 129(2): 136-136.
55. Colletti V, Fiorino F, Carner M, Sacchetto L, Miorelli V, Orsi A. Auditory brainstem implantation: The University of Verona experience. *Otolaryngology - Head and Neck Surgery*, 2002; 127(1): 84-96.
56. Sollmann WP, Laszig R, Marangos N, Charachon R, Ramsden R, Fraysse B, Lazorthes Y, Sterkers O, Rey A, Lenarz T. Electrical stimulation of the cochlear nucleus. First results of the European auditory brainstem implant clinical trial. *Clinical Neurology and Neurosurgery*, 1997; 99(Supplement 1): S109-S109.
57. Colletti V, Fiorino F, Sacchetto L, Miorelli V, Carner M. Hearing habilitation with auditory brainstem implantation in two children with cochlear nerve aplasia. *International Journal of Pediatric Otorhinolaryngology*, 2001; 60(2): 99-111.
58. Jack Xin, Yingyong QI, Li Deng. Time Domain Computation Of A Nonlinear Nonlocal Cochlear Model With Applications To Multitone Interaction In Hearing. *Comm. Math. Sci.*, 2003; 1(2): 211-227.
59. Lopez-Poveda EA, Meddis R. A human nonlinear cochlear filterbank. *J. Acoust. Soc. Am.* 2001; 110(6): 3107-3118.
60. Meddis R, Lowel POM, Lopez-Poveda EA. A computational algorithm for computing nonlinear auditory frequency selectivity. *Journal Acoustic Society of America*, 2001; 109(6): 2852-2861.
61. Xuedong Z, Heinz MG, Ian CB, Carney LH. A phenomenological model for the responses of auditory-nerve fibers: I. Nonlinear tuning with compression and suppression. *Acoustical Society of America*, 2001; 648-670.