Implantes Cocleares: historia y estrategias

Monografía vinculada a la conferencia del Dr. Hamlet Suárez
en el XIV Seminario de Ingeniería Biomédica

David Browarsky, Marcelo Martín[1]
marcelod@cin.edu.uy

***Resumen*— El objetivo de este trabajo es presentar una revisión de varias técnicas de procesamiento de señal utilizadas en los dispositivos cocleares, así como presentar algunos de los implantes actualmente existentes en el mercado. También se analizarán posibles mejoras futuras a los implantes cocleares (IC) y sus técnicas de procesamiento del audio.**

***Palabras clave*— implante coclear, procesamiento de audio, sistema nervioso, prótesis electrónicas, inteligibilidad, sordera.**

I. Introducción

El implante coclear (IC) es una prótesis electrónica utilizada para permitir a pacientes con sordera severa y profunda (pérdidas de más de 70dB), recuperar cierta percepción auditiva, estimulando las neuronas aferentes (que normalmente son estimuladas por la membrana basilar tras procesos químico-mecánicos del oído interno) y permitiendo así obtener la sensasión de sonido. La cóclea como hueso, facilita entonces la fijación del dispositivo que estimulará dichas neuronas.

Los nervios aferentes son, en situaciones normales, estimulados por la membrana basilar de forma pulsátil, siendo la amplitud de la estimulación, la envolvente de la señal en cada frecuencia. De esta forma se busca estimular de manera similar las neuronas con los electrodos. Varias técnicas de procesamiento digital de señales son utilizadas para este propósito. Algunas de las cuales se basan en el hecho de que el procesador del IC, discrimina mediante filtros adecuados, las distitnas componentes en frecuencia de la señal recibida, y detecta cada envolvente. Luego con el valor de la envolvente, estimula distintas zonas de la cóclea, correspondiente cada una a distintas frecuencias.[1]

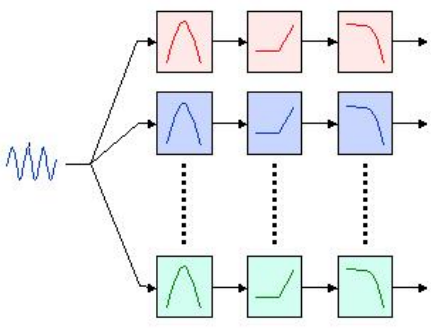

Fig. 1: Esquema de operaciones de señal realizadas por el IC.[2]

El ser humano medio, puede percibir sonidos cuyas frecuencias van desde unos 20Hz hasta los 20kHz, aunque con el paso del tiempo, empiezan a ser menos perceptibles tanto las muy bajas como las muy altas frecuencias.

Desde el primer IC, realizado hace casi 50 años, en 1957, los investigadores han realizado muchas profundizaciones en el área del procesamiento de las señales de audio para estos fines. Se han basado en procesadores de propósito general, como ser PCs [1], en dispositivos específicos, y también en dispositivos especializados como DSPs [2].

El análisis de las diferentes técnicas utilizadas hasta hoy en día, y de los distintos IC que hay en el mercado, nos permitirán pensar en nuevas estrategias para afrontar el problema y buscar nuevas y/o mejores soluciones, para así mejorar la calidad de vida de las personas que sufren trastornos de audición.

II. Historia y estado del arte

El primer imlpante coclear fue realizado en 1957, basado en invesigaciones de André Djourno en Francia, aunque al poco tiempo dejara de funcionar. El implante consistía en la inserción de electrodos en la zona coclear, en una paciente. Djourno creía que sus trabajos eran para el beneficio de la humanidad y que por ende no podía lucrar con los mismos, así que no registró su invención ni vendió derechos a compañías comerciales. Djourno continúa investigando el oído dando origen a lo que hoy se conoce como Test de Estimulación del Promontorio, utilizado para saber si se tiene posibilidades de éxito en el implante a reaizar.

En 1964, en la Universidad de Stanford, Blair Simmons implanta un paciente con múltiples electrodos. En 1968, Michelson implanta múltiples electrodos en animales demostrando que puede pasar mucho tiempo sin producir daños celulares.

En estos años se utilizaban cables que salían de la piel y se conectaban a generadores de estímulos, que ocupaban todo un escritorio. Hasta que en 1973 se realiza el primer IC portátil.

En 1979 se realiza el primer IC en latinoamérica en el Hospital Británico de Buenos Aires. Este IC era monocanal (un sólo electrodo), permitiendo ayudar a la lectura de labios y percepción de ruidos.

En 1989, se logra en la Universidad de Melbourne, el primer implante multicanal con tecnología moderna,

que permitía a los pacientes comprender palabras sin necesidad de recurrir a la lectura de labios.

En 1998 la FDA autoriza la implantación en niños mayores a 2 años. En 1999, se autoriza para menores a 2 años y en 2000 se autoriza la implantación para sorderas severas además de las profundas.[4]

Hoy en día existen varias fábricas de implantes cocleares como ser Nucleus (Australia), Clarion (EEUU), MedEl (Austria) y Digisonic (Francia).

A. Modos de funcionamiento existentes en el mercado

Actualmente varios modos de funcionamiento son utilizados para los implantes cocleares. Distinguiremos primero, los IC monocanales y multicanales, refiriéndose a la cantidad de electrodos utilizados para la estimulación de las neuronas aferentes. [3]

Monocanales – Los IC monocanales proporcionan estimulación en un sólo punto, utilizando un sólo electrodo (más el GND). La idea básica de los dispositivos monocanal, se puede visualizar en el diagrama de bloques de la figura 2.

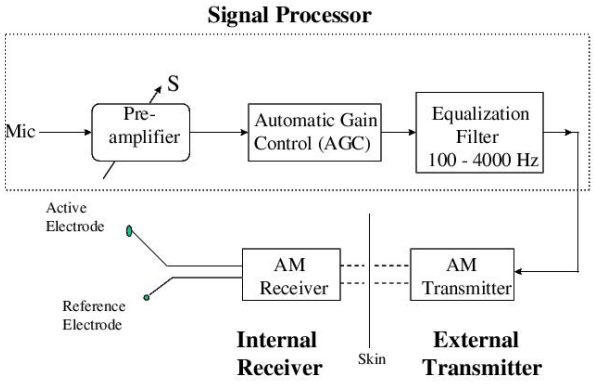

Fig. 2: Diagrama de bloques del IC monocanal. [3]

La señal es preamplificada y luego pasa através del AGC (Automatic Gain Control), que deja la señal a niveles acordes al rango dinámico del paciente (rango de audición agradable). Luego la señal pasa por un ecualizador, el cual, también atenúa las componentes de frecuencia de la señal, que están fuera del rango 100Hz-4kHz. Entonces es modulada en AM y transmitida por radio al receptor implantado, que demodula la señal y estimula al electrodo del IC.

El bloque de AGC previene que niveles altos de sonido puedan molestar al paciene imlpantado superando lo que se conoce como el Nivel de Comfortabilidad. A su vez el bloque de ecualización asegura que todas las frecuencias en el rango, sean audibles, ya que sin el ecualizador, únicamente las frecuencias altas serían perceptibles. La respuesta frecuencial del ecualizador, es ajustada para cada paciente en particular.

Para un grupo de 22 pacientes, el Vienna/3M (IC monocanal), tuvo un resultado del 45% correcto para reconocimiento de palabras en oraciones enteras, y un 30% correcto para reconocimiento de monosílabos. Sin embargo, para palabras sueltas polisilábicas, no se han obtenido resultados muy por encima del 0% correcto. Esto se debe a que dentro de una oración el cerebro es capaz de “adivinar” la palabra que se está diciendo sin necesidad de escucharla en forma precisa.

Multicanales – Los IC multicanales proporcionan estimulos en varios nervios aferentes. Es importante señalar que la membrana basilar estimula un arreglo de nervios que dependiendo de la posición, corresponden a estimulaciones de bajas o altas frecuencias. Por lo tanto, los electrodos que llevan la información de las altas frecuencias deben estar más cerca de la base de la cóclea mientras que los que llevan la información de las bajas frecuencias deben situarse cerca del ápex.

La primera interrogante que surge es saber cuántos electrodos son necesarios para mejorar sensiblemente la performance de los monocanales, así como saber con qué cantidad mínima se puede decir que nos aproximamos bastante bien a la escucha natural.

Un conflicto que surge, es el de interacciones entre los electrodos. Debido al tamaño de la cóclea y la separación entre electrodos existen interferencias de campos eléctricos entre los electrodos al ser estimulados al mismo tiempo, generando distorsiones en las señales. En consecuencia, las posibles vías de sortear este problema incluyen: minimizar el número de electrodos para así poder maximizar su separación, o bien, estimular los electrodos secuencialmente.

1. Analógico-Comprimida (CA)

El procesamiento se realiza de la siguiente manera. La señal es primero comprimida mediante un AGC y luego pasa através de cuatro filtros pasabanda contiguos, de frecuencias centrales 0.5, 1, 2 y 3.4 kHz. Luego la salida de cada BPF es amplificada de forma de lograr una ecualización correcta de la señal. Luego cada señal de salida es utilizada para estimular el electrodo correspondiente. La separación de cada electrodo es de unos 4mm.

Para identificación de de palabras en oraciones, este método mostró una eficiencia del 45%, un 14% para monosílabos y un 14% también para disílabos.

2. Muestreo continuo intercalado (CIS)

Debido al inconveniente de las interacciones entre los electrodos cuando son estimulados simultáneamente, se intenta hacer un acercamiento al tema mediante una estimulación secuencial de todos los electrodos, a una velocidad tal que para el cerebro no haya una diferencia perceptible. De esta forma cada electrodo es estimulado con su señal, y no es interferido, evitando así las distorsiones.

Varios métodos son utilizados, desde la estimulación desde el electrodo 1 al electrodo n, así como estimular en orden combinado 1, n, 2, n-1,... y así sucesivamente.

La señal que estimula a cada electrodo, es la misma señal de salida de cada BPF modulada mediante PAM.

Los parámetros que entran en juego son: duración de cada pulso de estimulación para cada electrodo, es decir la frecuencia con que se repite la secuencia de estimulación, y el orden de estimulación.

Los resultados de pruebas, han mostrado que el método CIS es más efeiciente que el método CA.

B. Técnicas de procesamiento de señal utilizadas

Analizaremos a continuación, distintas técnicas de procesamiento de señal utilizadas en los dispositivos multicanales. Veremos estrategias utilizadas en los IC Nucleus.

Primero definiremos el concepto de formante de la señal de voz. En la figura 3 vemos la señal de voz en el tiempo y en el dominio de las frecuencias, identificando cada formante como los máximos locales de la envolvente de la representación en frecuencias de la señal de audio.

Se define la formante 0 (F0) como la frecuencia fundamental de la señal de voz recibida.

1. Estrategia F0/F2

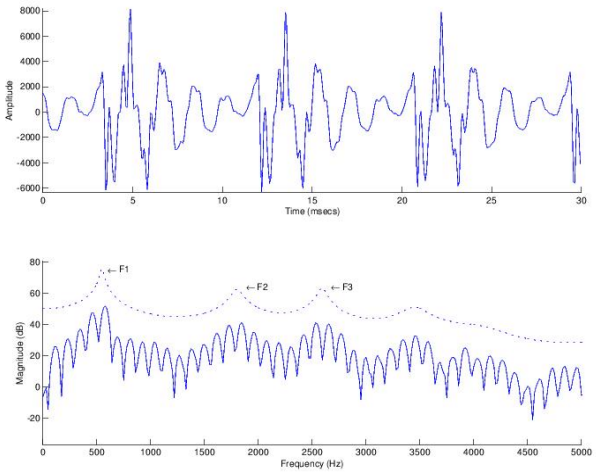

Fig. 3: Formantes de la señal de voz. [3]

Ésta fue la primera estrategia desarrollada para Nucleus en los principios de la década de 1980. Aquí se utilizan la formante fundamental y la segunda formante. Para obtener la frecuencia de la fundamental se analiza mediante cruce por cero la salida de un LPF de 270Hz, mientras que la frecuencia de la segunda formante se realiza mediante cruce por cero de la salida de un BPF de 1kHz – 4kHz. La amplitud se obtiene con detector de envolvente a la salida de cada filtro.

De acuerdo con la frecuencia de F2, se estimula el electrodo correspontiente del dispositivo (a mayor F2 se estimulará el electrodo más cercano a la base de la cóclea), en forma pulsátil a una frecuencia F0. Los primeros resultados de esta estrategia fueron alentadores, obteniendo mayor eficiencia en la inteligibilidad de palabras aisladas.

2. Estrategia F0/F1/F2

Esta estrategia se implementó en el modelo de 1985 del Nucleus-22 (de 22 electrodos). Consiste en que a la estrategia F0/F2 se le suma un nuevo BPF del rango de 280Hz-1000Hz, y un analizador de frecuencia que mediante cruce por cero, halla el valor de F1. De la misma forma dependiendo de la frecuencia F1 se estimulará alguno de los 5 electrodos más cercanos al ápix, mientras que dependiendo del valor de F2 se estimulará alguno de los restantes 15 electrodos más basales. La figura 4 muestra un diagrama de bloques de esta estrategia.

La incorporación de la información de F1, significó una mejora en la eficiencia del dispositivo, dada la importancia de esta formante en la percepción auditiva. Sin embrago, el hecho de que las consonantes tienen una gran componente de altas frecuencias, se buscó mejorar esta estrategia, llegándose a la llamada MPEAK.

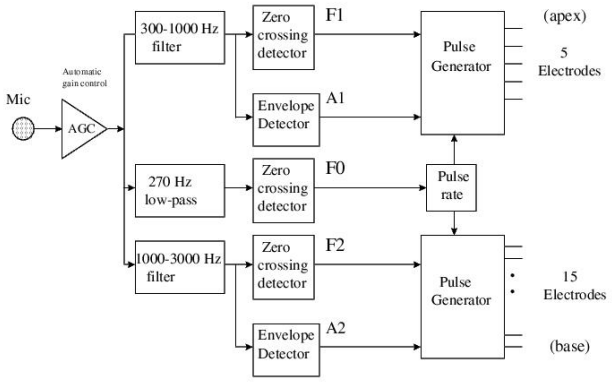

Fig. 4: Diagrama de bloques de F0/F1/F2. [3]

3. Estrategia MPEAK

La estrategia MPEAK (Multi-peak) agrega otros tres electrodos, para las componentes de alta frecuencias, que hasta ahroa eran estimuladas por un sólo electrodo. Entonces además de la estimulación del electrodo correspondiente al valor de F2, se agregan un BPF de 2-2.8 kHz, otro de 2.8-4 kHz y otro de 4-6kHz. Estimulando cada señal de salida a un electrodo predeterminado.

Pese a la mejora en la eficiencia respecto a las estrategias anteriores, MPEAK tiene una limitación principal, la cual es, errores en la determinación de los valores de las formantes, en un ambiente con ruido.

4. Estrategia SMSP

El SMSP (Spectral Maxima Sound Processor), fue desarrollado en el principio de los años 1990. Esta estrategia es sensiblemente distinta a las anteriores, ya que no saca información de las formantes. Se constituye por una serie de 16 BPF contiguos. Luego con un analizador de envolvente, se conoce cuáles son las 6 salidas de mayor amplitud, y son éstas las que vas a ser las estimuladoras de sus respectivos electrodos. La figura 5 muestra un diagrama de bloques del SMSP.

5. Estrategia SPEAK

SPEAK (Spectral Peak), fue desarrollada para el Nucleus-22, como una mejora a la MPEAK y SMSP [6].

SPEAK es similar a SMSP, salvo en ciertos puntos. SPEAK tiene un banco de 20 filtros de frecuencias centrales entre 250Hz y 10kHz. El procesador estima

las salidas de cada filtro (al igual que en SMSP), y luego de analizar la señal, decide qué electrodos estimular, eligiendo también la cantidad (de 5 a 10). Dependiendo de la composición espectral de la señal, puede ser necesarios utilizar más o menos electrodos. En promedio se estimulan 6 electrodos en una conversación. En ejemplos de prueba, se vió que ciertas consonantes conllevan menos máximos que ciertas vocales. La /a/ involucra 10 máximos mientras que /s/ involucra 5. La determinación de uso, se realiza por análisis de distribución de la energía de la señal en los electrodos. Estando por encima de cierto umbral adaptativo, se estimularán esos electrodos.

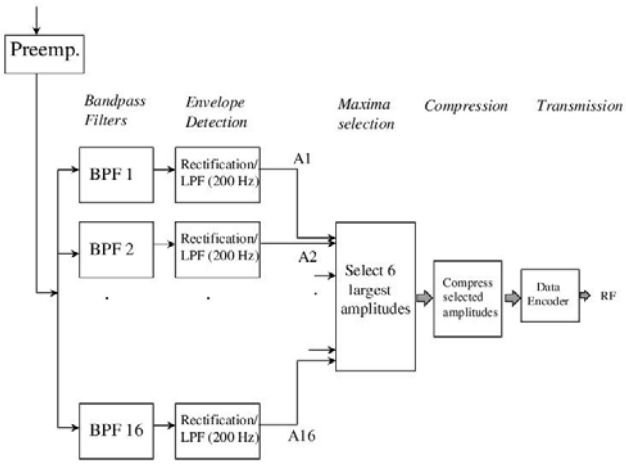

Fig. 5: Diagrama de bloques del SMSP. [3]

A diferencia de otras estrategias, los electrodos son estimulados a una taza de entre 180 y 300 Hz, dependiendo de: a) El número de máximos elegidos (a mayor número menor tasa) y b) los parámetros particulares del paciente. A menor tasa de estimulación se proveerá mayor información temporal, pero la comtrapartida de esto, es que si se tiene mucha cantidad de electrodos para estimular, el tiempo total que lleva es demasiado como para permitir una correcta interpretación de lo que se habla.

En distintas pruebas con 60 pacientes, se comprobó que la estrategia SPEAK es mucho más eficiente que MPEAK o SMSP.

C. El ruido y el implante coclear

Además del ruido térmico inherente a todos los sistemas de comunicación (ya sobradamente estudiado), se introduce otro problema importante en el caso de los IC. Éste es el del ruido ambiente.

Cuando hay interferencias de otras fuentes de sonido (por ejemplo motores de autos, una radio encendida, murmullo de la gente), la inteligibilidad de la voz que se intenta escuchar, disminuye mucho. Es por esta razón que se abre un campo de investigación para reducir este ruido.

Existen dos formas de enfrentar el problema: del punto de vista de procesamiento de la señal, o desde el punto de vista de minimización de la interferencia.

Para el primer caso, existen varios filtros digitales, como ser el filtro de Wiener. Estos algoritmos se basan en la hipótesis de que el ruido ambiente que se quiere eliminar es estadísticamente independiente de la señal de interés. Hipótesis que suponemos válida en la vida real y la amplia mayoría de los casos en que nos topemos con este problema.

También se puede encarar el problema, desde el punto de minimización de dichas interferencias. Suponiendo que la señal de interés, generalmente, proviene frontal a la persona que escucha, se busca diseñar modelos con micrófonos direccionales que impidan la interferencia de sonidos provenientes de otras direcciones.

Kompis, Feuz, Valentini y Pelizzone [5], proponen un método que combina ambas técnicas utilizando filtros adaptativos y una innovadora forma de colocar los micrófonos direccionales.

A su vez, nuevas investigaciones, suponen la utilización de métodos basados en spike phase-locked. Estos métodos, intentan simular la naturaleza de la audición, sabiendo que tenemos dos oídos y que esta redundancia de información puede utilizarse para poder eliminar ruido ambiente así como poder mejorar la inteligibilidad de la voz.

Cuando una fuente en un punto emite una señal audible, el sonido llega a cada uno de los oídos en tiempos distintos, debido a la distancia. El desfasaje en ambos oídos permitirá entonces, al ser humano identificar la localización del objeto. Utilizando la misma idea, el sistema basado en spike, intentará utilizar el desfasaje para identificar la señal que se quiere escuchar y luego mediante distintos procesamientos digitales de señal, eliminar la interferencia de otros ruidos [7],[8].

D. Alimentación del IC

Al hablar de implantes electróncos, el primer planteo que surge es el de la alimentación. No puede ser una alimentación que requiera un recambio al poco tiempo de implantado, siendo lo ideal que dure toda la vida. Sumado a esto, está el hecho de que el IC es realizado en una zona del cuerpo humano muy delicada y difícil, por lo que una operación cuyo objetivo sea el recambio de baterías no es conveniente.

Actualmente la alimentación de los IC, se realiza mediante acople magnético (mutua) entre el dispositivo externo y el IC. De esta forma se utilizan baterías para el procesador y de esta forma mediante unamutua, alimenta al IC, cuya bobina está al otro lado de la piel.

III. EL IC EN URUGUAY

Un gran inconveniente que existe en materia de implantes cocleares, como en muchos casos de tecnología médica, es el costo económico que tienen. Y cuando se toma en cuenta el tema de la importación, los impuestos para tales efectos son de por sí, altos en términos absolutos de dinero. Es por

eso que en varios casos el poder ejecutivo ha decretado exoneraciones impositivas para la importación de ICs específicos para implantaciones puntuales.

Hoy en día en Uruguay, se realizan un promedio de dos implantaciones al mes.

El Fondo Nacional de Recursos, a su vez, compra los dispositivos para implantes para niños en el Pereyra Rossell, para que éstos tengan un costo de $12000 y no $48000 como es el precio real.

IV. A FUTURO

Actualmente se planifica seguir la inmersión en la investigación sobre IC y otros tipos de implantes, que busquen suplir las funciones sensoriales del ser humano. Nuevas investigaciones están siendo conducidas a mejorar la similitud del IC con la naturaleza del oído.

Se propone mejorar las estrategias de estimulación para acercar aún más a la real función de la membrana basilar, estimulando cada electrodo, no con una frecuencia única sino con tazas similares a la taza que estimula la membrana a los nervios aferentes, que es un múltiplo de la frecuencia correspondiente a ese nervio.

La utilización de un tunning manual por parte del paciente, para ayudar a los filtros adaptativos para mejorar la inteligibilidad de la señal, y tener ahí una retroalimentación muy necesaria para lograrlo.

V. CONCLUSIONES

Los IC han logrado dar una mejor calidad de vida a quienes padecen de sordera profunda y severa. Ha permitido a niños comunicarse con sus semejantes y seres queridos, ha ayudado a adultos a recuperar en parte su función auditiva y ha dado satisfacción a miles de personas en el mundo. Pero aún queda un largo camino por recorrer; falta implementar mejoras en el filtrado de ruidos, así como mejoras en el procesamiento de la señal y en la forma en que los electrodos deben interactuar con los nervios auditivos para una mayor eficiencia del implante.

También los IC son muy promisorios tanto en el área de la audición como en el área de otras funciones sensoriales del cuerpo humano. Cabe la pregunta que si algún día se podrá conseguir una audición casi como la normal con estos dispositivos.

El estudio de los IC han impulsado también el estudio de lo que hoy se conoce como implantes retinales, que buscan sustituir la función del ojo en la visión. Aquí se han encontrado dificultades al comienzo, que empiezan en la falta de un hueso como la cóclea donde fijar el implante, así como un avance en las técnicas de procesamiento de imagen.

Queda mucho por delante, y está en las manos de los ingenieros, médicos y científicos, el permitir avanzar en este aspecto; quizás siguiendo el ejemplo de Djourno de entender que el avance en las investigaciones de ésta área beneficiarán a toda la humanidad y por ende no deberían entrar los intereses económicos aquí.

AGRADECIMIENTOS

Se agradece muy profundamente la enorme ayuda y atención que fue brindada por el Ing. Mario Svirsky desde su lugar de trabajo en EE.UU., al Dr. Hamlet Suárez por su clase, y a todos aquéllos que facilitaron la información sobre este tema al autor.

REFERENCIAS

[1] A. R. Kaiser y M. A. Svirsky “Using a PC to perform real-time signal processing in cochlear implant research” (2000)

[2] A. Rancaño, F. Viñar – Proyecto basado en DSP

http://iie.fing.edu.uy/ense/asign/sisdsp/proyectos/2001/grupo_i_impl_coclear/implante_coclear/index.htmT (2002)

[3] P. C. Loizou “Introduction to cochlear implants” en *IEEE Signal Processing Magazine,* páginas 101-130, (1998.)

[4] J.A. Schwartzman “Historia del Implante Coclear” *Hospital Británico de Buenos Aires* – (2003)

[5] M. Kompis, P. Feuz, G. Valentini, M. Palizzone “A Combined fixed/adaptative beamforming noise-reduction system for hearing aids” - (2000)

[6] P. Seligman y H. McDermott “Architecture of the Spectra 22 speech processor” - Anales de otorrinolaringología pág. 139-141 (1995)

[7] Gerstner y Kistler *“Spiking Neuron Models. Single Neurons, Populations, Plasticity”* Cambridge University Press, (2002)

[8] N. Chia y S. Collins “*A spike based analog circuit that emphasises transients in auditory stimuli”* - IEEE (2004)

[1]**Marcelo David** nació el 16 de octubre de 1981. Actualmente estudia Ingeniería Eléctrica opción Electrónica-Biomédica en Facultad de Ingeniería de la Universidad de la República.