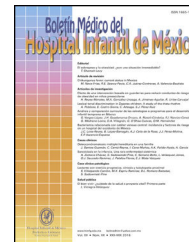




Boletín Médico del Hospital Infantil de México

www.elsevier.es/bmhim



TEMA PEDIÁTRICO

Parámetros de programación del implante coclear



Rosa Isela Banda González^{a,*}, Salvador Castillo Castillo^b y Graciela Roque Lee^b

^a Hospital Central Militar, Ciudad de México, México

^b Hospital Infantil de México Federico Gómez, Ciudad de México, México

Recibido el 11 de julio de 2016; aceptado el 19 de octubre de 2016

Disponible en Internet el 26 de enero de 2017

PALABRAS CLAVE

Implante coclear;
Programación de implante coclear;
Ancho de pulso;
Estimulación facial

KEYWORDS

Cochlear implant;
Fitting cochlear implant;
Pulse width;
Facial nerve stimulation

Resumen La programación de un paciente con implante coclear resulta un proceso inicialmente estandarizado, pero que debe individualizarse para cada caso. En la mayoría de las ocasiones, dicho proceso implica el establecimiento de parámetros comunes. Sin embargo, existe un porcentaje de usuarios en los que por alguna circunstancia no es posible establecer niveles adecuados de estimulación, por lo que el médico audiólogo tiene que realizar ajustes en parámetros especiales, como cambio de estrategia, tasa de estimulación, ancho de pulso, entre otros, con el fin de obtener un desempeño auditivo de acuerdo a lo esperado.

© 2017 Hospital Infantil de México Federico Gómez. Publicado por Masson Doyma México S.A. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Parameter fitting for cochlear implant

Abstract Programming a patient with cochlear implant follows a standardized and individualized protocol, although there is a percentage of users in which, for some reason, it is not possible to establish appropriate levels of stimulation. In these patients, the audiologist has to make adjustments in some special parameters such as a change in the strategy, stimulation rate, pulse width, among others, in order to obtain an auditory performance as expected.

© 2017 Hospital Infantil de México Federico Gómez. Published by Masson Doyma México S.A. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

1. Introducción

El implante coclear (IC) es un dispositivo electrónico que proporciona sensación de audición y sustituye la función de las células ciliadas dañadas o ausentes del oído interno; proporciona un estímulo eléctrico previamente procesado y

* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: dra.banda@yahoo.com.mx
(R.I. Banda González).

distribuido de manera tonotópica a las fibras nerviosas que emergen de la cóclea¹.

Actualmente, después de una experiencia que supera los 60 000 implantes cocleares en el mundo, se puede considerar esta técnica como no experimental, ya que su eficacia en el tratamiento de la hipoacusia profunda ha sido demostrada².

En el Sistema de Salud Mexicano, el implante coclear se ha convertido en un tratamiento efectivo y disponible para la población, realizándose su colocación de forma más temprana y logrando habilitar la sensación auditiva y el lenguaje en los pacientes pediátricos. Por esta razón es de suma importancia que el personal de salud esté familiarizado con este dispositivo y su funcionamiento.

El IC proporciona audición funcional y mejora los niveles de comprensión del lenguaje en la mayoría de los pacientes con hipoacusia postlingual, y permite la adquisición del lenguaje oral en niños con hipoacusia prelingual, lo que supone una mejora en la calidad de vida de los pacientes con hipoacusias severas y profundas.

La programación de un paciente implantado sigue un protocolo estandarizado, pero es indispensable que se realice de forma individualizada para cada paciente, hasta llevar su audición dentro del rango en el cual es posible detectar y discriminar los sonidos de la voz humana en materia de lenguaje oral; sin embargo, existe un porcentaje de usuarios de IC en los que, por alguna circunstancia, no es posible establecer niveles adecuados de estimulación, quedando en niveles de audición subóptimos. En estos pacientes, el médico audiólogo tiene que realizar ajustes en parámetros especiales, como cambio de estrategia, tasa de estimulación, ancho de pulso, entre otros.

2. Epidemiología

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define una pérdida auditiva discapacitante como aquella que consiste en umbrales audiométricos promedio mayores a 40 dB HL, por su repercusión en lo relativo al desarrollo de lenguaje oral, cognición, comportamiento y desarrollo académico. En el 2012, la OMS informó que existen casi 275 millones de personas alrededor del mundo con defectos de audición entre moderados y profundos, de los cuales 32 millones corresponden a niños menores de 15 años de edad. Dos tercios de estas personas viven en países en desarrollo y una cuarta parte padece hipoacusia, que se establece durante la infancia³.

Cada año nacen 5000 niños en los Estados Unidos con pérdida auditiva permanente bilateral. Se estima una incidencia de pérdida auditiva congénita bilateral permanente entre los recién nacidos desde 1/900 hasta 1/2500 en sus diferentes grados: moderada, grave o profunda⁴.

En México, un estudio del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) en el año 2000 reveló que 2.8/1000 personas presentan alteraciones auditivas discapacitantes, por lo que se estima que existen 200 000 hipoacúsicos totales, de los cuales el 10% son candidatos a implantación coclear¹.

Según datos de la encuesta anual de la Asociación Europea de Usuarios de Implante Coclear, en 2009 había 7500 usuarios de este dispositivo en España, de los cuales 4412 eran niños y 3888 adultos⁵.

En México, en los últimos 5 años, el programa de implante coclear ha tenido un impulso importante; en 2004 existían 520 pacientes implantados, cifra que incrementó en 2006 a 1500 pacientes¹.

3. Implante coclear

Todos los IC tienen las siguientes características comunes:

- a) Un micrófono para captar los sonidos y transformarlos en señales eléctricas
- b) Un procesador de sonidos que codifica las señales eléctricas con una batería
- c) Un sistema de transmisión o bobina que comunica el procesador con los componentes internos implantados
- d) Una antena receptor-estimulador
- e) Guía portadora de electrodos flexible que se introduce quirúrgicamente en la cóclea

El micrófono, el procesador de sonidos, la unidad de baterías y la bobina transmisora forman las partes externas del sistema de IC; el dispositivo receptor-estimulador y la guía de electrodos a la que va unido, constituyen las partes internas^{2,6}.

4. Programación de los implantes cocleares

El objetivo principal de la programación es la calibración del implante coclear para restaurar la audición dentro del rango de la voz humana; lo anterior implica establecer los parámetros a través de los cuales el dispositivo transformará las señales acústicas en señales eléctricas, que serán enviadas al sistema auditivo para su procesamiento. Para esto, es necesario seleccionar el modo y la estrategia de estimulación, encendido de micrófonos, tasa de estimulación, número de máximas, volumen, sensibilidad y activación de los diferentes electrodos que lo constituyen, entre otros parámetros².

Una estrategia de estimulación se define como un conjunto de reglas que definen la forma en que el procesador de sonido analiza las señales acústicas y las codifica para su entrega al implante coclear. Existen grandes diferencias en el procesamiento de la señal utilizadas por las estrategias de estimulación de los últimos sistemas de implantes cocleares; los ensayos clínicos demuestran que el rendimiento es similar entre las diferentes marcas existentes. Posterior a la selección de la estrategia, se procede a iniciar con la creación del mapa auditivo que viene determinado básicamente por el umbral de estimulación eléctrica y el umbral de confort².

Un mapa auditivo es un programa de audición individualizado que se crea y se guarda en el procesador de sonido del implante; el software consiste en una representación gráfica de los electrodos con que cuenta el implante, desplegados en una pantalla de la computadora, donde se muestran en orden progresivo. Los electrodos corresponden al orden secuencial en el que se encuentran colocados dentro de la cóclea, aunque no necesariamente al orden en el que son estimulados, ya que este se puede modificar^{1,7-9} (fig. 1).

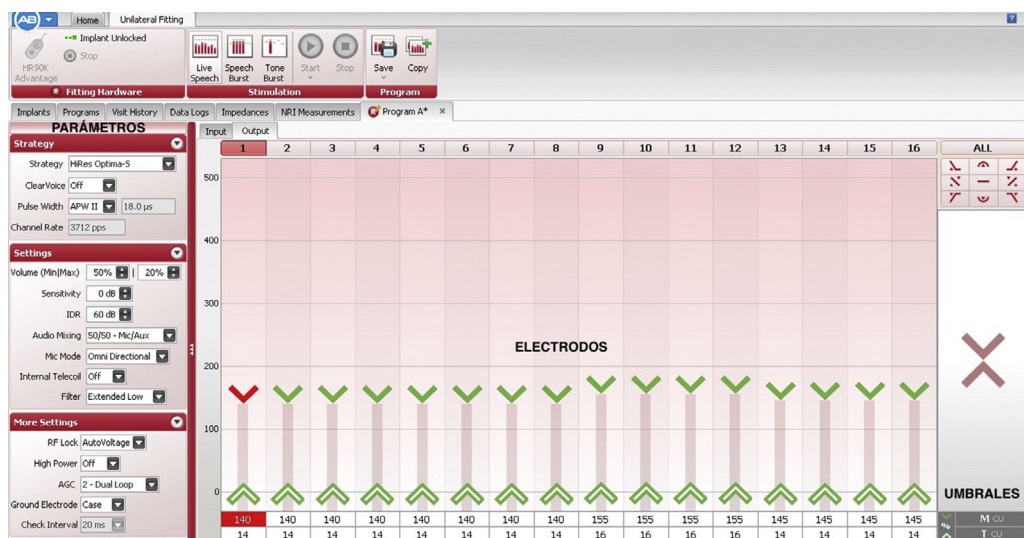


Figura 1 Mapa auditivo de procesador Naida IQ70 utilizando software SoundWave™ Professional Suite de Advanced Bionics. Se muestra mapa con los parámetros de umbral de estimulación eléctrica (T_{cu}) y el umbral de confort (M_{cu}).

Los umbrales varían en cada paciente implantado, ya que la cantidad de corriente eléctrica requerida para desencadenar la sensación auditiva es distinta para cada paciente y depende de múltiples circunstancias, lo cual requiere una programación individualizada por parte del médico audiólogo.

4.1. Ajuste de umbral de estimulación

El umbral de estimulación eléctrica se refiere a la menor cantidad de estimulación que un usuario de IC puede detectar cuando las señales eléctricas (típicamente pulsos eléctricos bifásicos) se liberan a los electrodos. La definición exacta, el nombre de umbral eléctrico de estimulación y las unidades en las que se mide, varían dependiendo de la casa fabricante.

El umbral de estimulación debe establecerse con precisión para proporcionar un mejor acceso a los sonidos de bajo nivel; es posible determinarlo para la mayoría de los niños mediante el uso de métodos apropiados de condicionamiento y observación de acuerdo con la edad del paciente. Estas técnicas incluyen la audiometría conductual de observación (BOA), audiometría de refuerzo visual (VRA), audiometría de juego condicionado (CPA) y la técnica audiométrica estándar utilizada para adultos⁸.

4.2. Ajuste del umbral de confort

Se refiere al nivel de energía eléctrica que es percibida como un sonido de intensidad elevada pero confortable para el usuario¹.

El establecimiento de un umbral de confort óptimo es uno de los aspectos más difíciles del proceso de programación. La subestimulación puede sacrificar el reconocimiento de voz, obstaculizar la calidad de sonido y limitar las habilidades de autocontrol de la voz del paciente. Por el contrario, la sobreestimulación puede causar incomodidad, dificultar el

reconocimiento de voz, afectar la calidad de sonido y fomentar una reacción aversiva al implante².

La programación del IC no se basa únicamente en los parámetros anteriormente descritos; es ampliamente conocido que la percepción del sonido está influenciada significativamente por otras variables, incluyendo la amplitud del pulso, la duración de la fase o ancho de pulso, la tasa de estimulación, el número de electrodos estimulados simultáneamente, el modo de acoplamiento del electrodo y la configuración de los electrodos, entre otros. Debido a esto, es de suma importancia para los audiólogos conocer la definición y el manejo de los diferentes parámetros de programación del implante coclear que afectan la intensidad de la señal codificada¹⁰.

5. Parámetros que afectan la intensidad de la señal

5.1. Rango dinámico

El rango dinámico eléctrico se define como la diferencia entre el umbral de percepción y el nivel más confortable de estimulación eléctrica en un usuario de implante coclear.

En los implantes cocleares actuales el rango dinámico está situado entre 20-30 dB SPL (nivel de presión sonora) y 65-85 dB SPL dependiendo del fabricante.

El extremo inferior del rango dinámico determina el nivel de entrada acústica que se asigna cerca del umbral de estimulación, mientras que el extremo superior determina el nivel de entrada acústica que se asigna cerca del umbral de confort.

5.2. Sensibilidad

Este parámetro se encarga de controlar la ganancia proporcionada por el micrófono del procesador de sonido; posteriormente se determina el sonido más silencioso recogido por el micrófono¹¹.

La sensibilidad determina la entrada de señal mínima requerido para la estimulación. A mayor sensibilidad, es necesaria menor energía acústica (niveles SPL) para causar estimulación; por el contrario, con una sensibilidad más baja, es necesario aplicar mayor energía acústica (mayores niveles SPL) para causar estimulación⁷.

El control de sensibilidad hace ajustes a la señal de entrada antes del análisis de frecuencia, por lo que su efecto es similar en toda la gama de frecuencia del procesador. Los valores numéricos de este parámetro varían dependiendo de cada fabricante¹¹.

5.3. Volumen

Se refiere al parámetro que controla la percepción de sonoridad de la señal. Para las tres marcas de implantes cocleares disponibles, un cambio en el volumen produce un cambio directamente en los niveles altos de estimulación.

5.4. Tasa de estimulación

También llamada tasa de repetición, se refiere al número de pulsos eléctricos bifásicos recibidos en cada electrodo por segundo (pps)^{7,9}.

Los primeros implantes cocleares multicanal tenían tasas relativamente bajas de estimulación (250 pps); sin embargo, los sistemas actuales permiten tasas de estimulación muy altas de hasta 5000 pps¹¹. La tasa total de estimulación del implante coclear es obtenida a partir del producto de la tasa de estimulación por electrodo por el número de electrodos estimulados o activos.

La tasa de estimulación óptima puede variar dependiendo del hardware de cada implante coclear. Para optimizar la entrega de pulsos eléctricos a una alta tasa, las fuentes de corriente del dispositivo interno del implante deben ser capaces de generar anchos de pulso estrechos con amplitudes de corriente altas. Existe una relación inversa entre el ancho de pulso y la tasa de estimulación: las tasas de estimulación altas requieren un ancho de pulso más estrecho. La tasa de estimulación óptima se establece en función del usuario y del implante coclear¹¹⁻¹³. El médico utiliza los valores por defecto de software o selecciona alternativamente una tasa de estimulación^{7,9}.

Teóricamente, a tasas altas de estimulación se pueden obtener beneficios en cuanto a la discriminación del habla. Se ha observado que cambios rápidos en la amplitud del pulso, sumados a una tasa igual de pps por electrodo, proporcionan información suficiente para representar la envolvente espectral del habla y acústica y proveer información temporal y estructural fina para discriminar entre diferentes fonemas.

5.5. Ancho de pulso

Se refiere a la duración de la fase de la onda bifásica de cada pulso; es expresado en microsegundos (μs) y se traduce en la cantidad de tiempo que el estimulador suministra corriente por fase de un impulso⁹.

El ancho de pulso es uno de los parámetros que determina la carga que recibirá el implante coclear. La magnitud

total de un impulso eléctrico bifásico se determina por la amplitud de la corriente y el ancho de pulso con la siguiente fórmula:

$$\text{Amplitud de la onda} \times \text{ancho de pulso} = \text{carga total}$$

Se especifica en unidades de carga.

Existen numerosas publicaciones acerca de los efectos en la modificación de la longitud de la fase del pulso, también llamada ancho de pulso. Desde 1985, R. Shanon concluyó que a medida que la duración del pulso aumenta, la carga del umbral aumenta, primero hasta un máximo de 400 μs /fase, y después disminuye a medida que la duración del pulso incrementa aún más. Shanon también observó que para pulsos cortos (100-400 μs /fase) con tasas de estimulación bajas (menos de 100 pps), las curvas de umbral son casi planas, es decir, el umbral no se ve afectado por la frecuencia del pulso para tasas por debajo de 100 pps; sin embargo, en las frecuencias de pulso por encima de 100 pps, el nivel del umbral cae aproximadamente a las 3 dB/octava¹⁴.

Alterando algunas de las propiedades de estímulo como la tasa de estimulación, el ancho de pulso o la amplitud, podemos mejorar las propiedades de integración a nivel temporal y promover disminuciones en los umbrales de respuesta conductuales. Davids y colaboradores, en 2008, alteraron la duración del pulso y lograron una disminución en los umbrales conductuales, pero no en los umbrales electrofisiológicos en los pacientes estudiados¹⁵.

6. Aplicaciones clínicas de las modificaciones del ancho de pulso

Las modificaciones en el ancho de pulso constituyen una herramienta para mejorar el umbral auditivo clínico sin modificar las unidades de corriente. Pueden utilizarse en pacientes cuando el nivel de corriente deseado se ve obstaculizado por las limitaciones de compliancia del implante coclear. Por lo tanto, si un paciente requiere altos niveles de estimulación, el ancho de pulso puede ser aumentado y, como resultado, la tasa de estimulación disminuye. La manera exacta en la que se gestionan la tasa de estimulación y la anchura de pulso varía ligeramente de un sistema de implante coclear a otro^{7,11}.

En la literatura se ha reportado un pequeño porcentaje de casos que presentan estimulación del nervio facial secundario al uso del implante coclear (incidencia de 0.31 a 14%). En estos pacientes no es posible establecer el nivel de corriente deseado, y en la mayor parte de las ocasiones no es necesario realizar una intervención quirúrgica, sino que es posible beneficiar al paciente reprogramando el procesador¹⁶.

Uno de los propósitos de los profesionales de la salud es tratar de corregir una patología o minimizar sus secuelas. En el caso de la hipoacusia discapacitante, se han aplicado múltiples avances tecnológicos, electrónicos y en el área de los biomateriales. La rehabilitación auditiva con el implante coclear ha proporcionado resultados impresionantes en poco menos de 30 años de evolución, haciendo que un paciente con hipoacusia profunda pueda percibir sonidos y hasta discriminar la voz y el lenguaje, rehabilitando o incluso habilitando habilidades cognitivas y de lenguaje en cada uno de los pacientes tratados.

Debido a que el uso del implante coclear ha incrementado exponencialmente en los últimos 10 años en nuestro país, resulta conveniente sensibilizar e involucrar a todos y cada uno de los profesionales de la salud para lograr una atención multidisciplinaria eficaz y temprana, y con ello, un caso de éxito en cada paciente.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

Referencias

1. De la Torre C, Marquez C, Rosete M. *Implante coclear en el paciente pediátrico*. México: Editorial Corinter; 2009.
2. Manrique-Rodríguez M, Huarte-Irujo A. *Implantes Cocleares*. Barcelona: Editorial Masson; 2002.
3. World Health Organization [Internet]. WHO: Deafness and hearing loss. Citado 05 de junio 2014. Disponible en: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs300/en/>
4. Estrada MD, Benitez D, Claros P, Claveria MA, Oros C, Pujol MC. Evaluación de los implantes cocleares bilaterales en niños. Criterios de indicación de los implantes cocleares en niños y adultos. Ministerio de Ciencia e Innovación: Informes de Evaluación de Tecnologías Sanitarias: AIAQS; 2010. Fecha de acceso: 05 de junio 2014. Disponible en: http://aquas.gencat.cat/web/.content/minisite/aquas/publicacions/2011/pdf/implantes_cocleares_pcsns_aiaqs2011.pdf
5. Pedraza-Gómez MJ, Llorente-Parrado C, Callejo-Velasco D. *Implante coclear bilateral en niños: efectividad, seguridad y costes. Situación en las comunidades autónomas*. Madrid: Unidad de Evaluación de Tecnologías Sanitarias (UETS), Agencia Lain Entralgo; 2007. No. reporte: 978-84-451-3073-8.
6. Manrique M, Valdivieso A, Ruba D, Gimeno-Vilar C, Montes L, Manrique R. Revisión de los criterios audiométricos en el tratamiento de la hipoacusia neurosensorial mediante audífonos y prótesis auditivas implantables. *Acta Otorrinolaringol Esp*. 2008;59:30–8.
7. Cochlear clinical guidance document. Australia: Cochlear Ltd.; 2010. Disponible en: <http://cochlear-cee-training.org/word-press/wp-content/uploads/2011/12/231495.ISS3.EN.CSS.Clinical.Guidance.Document.pdf>
8. Advanced Bionics Corporation. *New Methodology for Fitting Cochlear Implants*. Valencia; 2003.
9. Advanced Bionics. *Soundwave versión 2.0 Professional Suite [software]* 2010. Citado 05 de Junio de 2014. Disponible en: advancedbionics.com/com/en/professionals/fitting-software.html.
10. Baudhuin J, Cadieux J, Firszt JB, Reeder R, Maxson J. Optimization of programming parameters in children with the advanced bionics cochlear implant. *J Am Acad Audiol*. 2012;23:302–12.
11. Wolfe J, Schafer E. *Programming Cochlear Implants*. Estados Unidos de América: Plural Publishing Inc; 2010.
12. Pfungst B, Xu L, Thompson CS. Effects of carrier pulse rate and stimulation site on modulation detection by subjects with cochlear implants. *J Acoust Soc Am*. 2007;121:2236–46.
13. Davids T, Valero J, Papsin B, Harrison R, Gordon K. Effects of stimulus manipulation on electrophysiological responses of pediatric cochlear implant users. Part II: rate effects. *Hear Res*. 2008;244:15–24.
14. Shannon RV. Threshold and loudness functions for pulsatile stimulation of cochlear implants. *Hear Res*. 1985;18:135–43.
15. Davids T, Valero J, Papsin B, Harrison R, Gordon K. Effects of stimulus manipulation on electrophysiological responses in pediatric cochlear implant users. Part I: duration effects. *Hear Res*. 2008;244:7–14.
16. Jiménez C, Bernal G, Prieto J, Guzmán J. Complicaciones y causas de fallo en cirugía de implante coclear en pacientes del servicio de otorrinolaringología del Hospital Universitario Clínica San Rafael. *Acta Otorrinolaringol CCC*. 2011;39:213–24.