

Abordaje clínico de la estimulación facial en implantes cocleares

Gabriel S. Rosanigo¹, Verónica A. Del Vecchio², Sebastián A. Ausili³

¹ Universidad Nacional de Tres de Febrero, Buenos Aires, Argentina.

² Asociación Argentina de Audiología, Buenos Aires, Argentina.

³ University of Miami, Dep. Otolaryngology, Miami, Florida, USA.

Correspondencia

*Sebastián A. Ausili

1320 S Dixie Hwy, Coral Gables, FL 33146, Estados Unidos

email: s.ausili@miami.edu

Contribuciones de los autores:

GR y VD, conceptualización, borrador, revisión, edición del manuscrito y visualización. SA, conceptualización, supervisión y redacción, revisión y edición del manuscrito.

[Attribution-NoDerivatives 4.0 International \(CC BY-ND 4.0\)](#)

Recibido: 16/09/2022 // Revisado: 12/10/2022 // Aceptado: 02/11/2022 // Publicado on-line: 15/11/2022

Editado por: Miriam Isabel Marrufo Pérez

Abstract / Resumen

El implante coclear es actualmente uno de los dispositivos de rehabilitación neurosensorial más exitosos. El mismo brinda la posibilidad de escuchar en personas con hipoacusias severas a profundas que obtienen limitado acceso a los sonidos con amplificación acústica. Sin embargo, existen complicaciones luego de su implantación, entre las cuales se encuentra la estimulación no deseada del nervio facial. Entre los principales detrimentos que produce la estimulación del nervio facial se encuentran los movimientos involuntarios de cara o cuello, molestia o dolor al usar el implante, entre otros. En algunos casos esto sucede sólo en algunos canales, pero también puede presentarse en la mayoría o incluso todos.

El actual abordaje clínico de este problema recurre principalmente a diferentes cambios en la programación del dispositivo. Los recursos para reducirlo abarcan desde cambios en el tipo y modo de la estimulación eléctrica, hasta considerar la reimplantación en casos complejos. El presente artículo describe el problema de la estimulación facial y sus posibles causas, como así también detalla las soluciones clínicas que existen en la actualidad. Por último, se discuten nuevos abordajes y potenciales líneas de investigación.

Palabras clave

Nervio facial, implante coclear, estimulación eléctrica, pulsos eléctricos, modos de estimulación

Implicancias clínicas (150 palabras):

La intervención terapéutica de las hipoacusias severas a profundas mediante el implante coclear (IC) ha logrado excelentes resultados auditivos. Sin embargo, y dado a la cercanía anatómica al nervio auditivo, los campos eléctricos generados pueden estimular el nervio facial. Este efecto no deseado debe ser abordado por el profesional utilizando las herramientas clínicas actuales a disposición. Este artículo presenta una revisión de la literatura para:

- indagar sobre la incidencia real de la estimulación del nervio facial (ENF) en los usuarios de IC;
- describir los abordajes clínicos disponibles para el manejo de esta estimulación no deseada;
- y discutir las líneas de investigación actuales más relevantes.

Esta investigación pretende guiar y actualizar a los profesionales de IC en el manejo de la estimulación del nervio facial en su práctica clínica.

Introducción

Han pasado menos de 50 años desde que se reportaron las primeras experiencias de estimulación eléctrica del nervio auditivo con un dispositivo implantable (Bergstrom, 1975). Al iniciar la década de 1980 ya eran evidentes los beneficios obtenidos en adultos implantados (House & Berliner, 1982), y es por eso que este tipo de estimulación se comenzaba a utilizar también en niños (Eisenberg & House, 1982). En la actualidad, la mayoría de los adultos postlinguales logran porcentajes del 70% en percepción del habla en formato abierto en silencio (Lenarz, 2018) y el 80% logra hacer uso del teléfono (Lenarz et al., 2022). A principios de la década de 1990 ya se evidenció la ventaja del uso del IC en relación a los audífonos al evaluar las habilidades de percepción del habla logradas por niños con hipoacusia profunda (Geers & Moog, 1991). Hoy sabemos que, cuando la implantación es temprana (antes de los 12 meses), los niños pueden alcanzar niveles de desarrollo del lenguaje similares a los de audición normal (Ching et al., 2014) y que los mejores resultados se logran al proporcionar un acceso al sonido bilateral (Sharma et al., 2020). Gracias a estos resultados, existen más de un millón de usuarios de esta tecnología en todo el mundo (Fan-Gang, 2022).

Si bien la implantación coclear conlleva mínimos riesgos (House & Berliner, 1982), aún existen problemas que pueden disminuir el beneficio e incluso llegar a hacer imposible el uso del dispositivo. Uno de estos efectos no deseados es la estimulación no auditiva, en particular, la estimulación del nervio facial (ENF). Este problema se ha reportado desde los inicios del IC multicanal (Cohen et al., 1988) y afecta por igual a hombres y mujeres (Smullen et al., 2005), así como a niños y a adultos (Alzhrani, 2020).

La ENF se produce cuando el campo eléctrico generado por alguno de los electrodos se propaga e intercepta alguna porción del nervio facial (Kim et al., 2018). Esta estimulación no deseada puede

provocar molestias y movimientos ipsilaterales e involuntarios de la cara, alrededor del ojo, la boca, el pliegue nasolabial y la frente (Kelsall et al., 1997). Aunque generalmente la ENF aparece al momento de la activación inicial del IC, también puede darse luego de años de uso de este (Berrettini et al., 2011). Suele suceder que, luego de su aparición, el efecto se agudice en el tiempo afectando a más canales de estimulación y disminuyendo el nivel de carga requerido para provocarlo. Un análisis retrospectivo observó que la ENF puede progresar hasta que el desempeño en percepción del habla en silencio caiga por debajo de los niveles aceptables, debido a la necesidad de desactivar múltiples canales, incluso después de haber sido reimplantados (Polak et al., 2006).

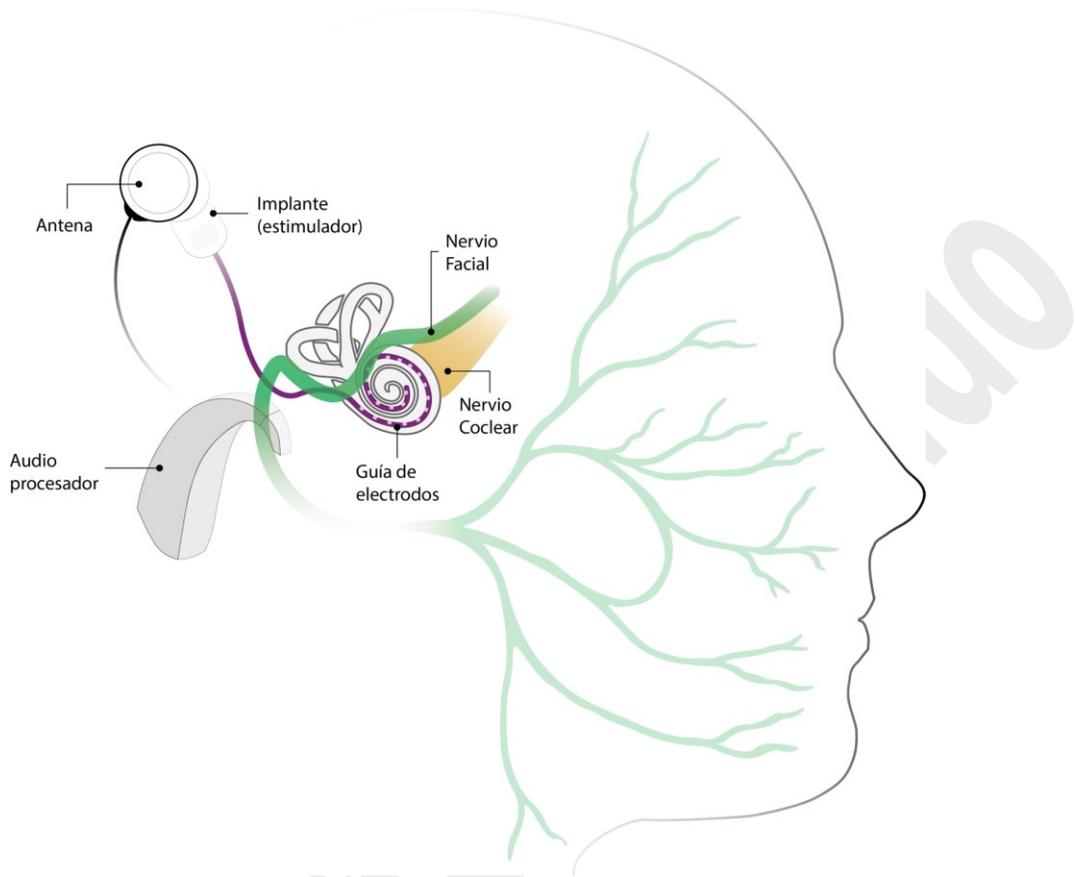


Figura 1. Ilustración de implante coclear y su cercanía anatómica al nervio facial. El procesador de audio transmite al dispositivo implantado a través de su antena. La guía de electrodos, ubicada en la cóclea, estimula el nervio coclear mediante campos eléctricos generados en sus electrodos activos. La cercanía anatómica entre la estimulación eléctrica y el nervio facial puede provocar una estimulación no deseada del mismo.

Incidencia, relaciones anatómicas y etiológicas

Un estudio reciente analizó treinta y siete publicaciones (representando a 5.936 usuarios de IC) y observó que el alcance total documentado de la ENF es de aproximadamente un 6% (Van Horn et al, 2020). Esta cifra aumenta significativamente en casos de otosclerosis, malformaciones u

osificaciones cocleares, pudiendo llegar a casi un 50% en estos grupos (Weber et al, 1998). La otosclerosis provoca una disminución de la impedancia y un aumento de la conducción de la corriente eléctrica a través del hueso, lo que permitiría que esta alcance al nervio facial y produzca la estimulación no deseada (Seyyedi et al, 2013). Recientemente un estudio con 351 oídos implantados con esta etiología reportó una incidencia del 10,5% (Assiri et al, 2022). Otros autores también observaron que la otosclerosis potencia la probabilidad clínica de ENF en relación a otras patologías cocleares (28,4 vs 3,5%, respectivamente; Van Horn et al, 2020).

En casos de malformaciones, es probable que la ENF ocurra en la mayoría de los electrodos (Kim et al 2018). A su vez, las malformaciones del propio nervio facial también aumentan las posibilidades de ser estimulado por el IC (Chen et al, 2021). Así también, su incidencia puede ser elevada en casos de fracturas de hueso temporal (Espahbodi et al, 2015).

La proximidad entre la porción laberíntica del nervio facial y la primera vuelta de la cóclea puede ser otro de los factores que facilite la aparición de ENF (Erixon et al, 2009; Kasetty et al, 2019; Aljazeera et al, 2021). Esto coincide con publicaciones donde se ha encontrado que los electrodos más cercanos a esta porción son mayormente los que provocan el estímulo no deseado (Smullen et al, 2005; Kelsall et al, 1997). Se ha intentado encontrar características anatómicas que permitan predecir la probabilidad de que la ENF ocurra mediante el estudio objetivo de tomografías computadas (Hatch et al, 2017). Este grupo encontró diferencias anatómicas significativas en la separación de la cóclea y la porción laberíntica del nervio facial. También se cree que la pared ósea que hay entre la rampa timpánica de la cóclea y el nervio facial puede ser erosionada bajo la presión ejercida por el electrodo (Smullen et al, 2005). Aunque los datos muestran ser alentadores, aún es necesario una mayor cantidad de estudios en esta línea para optimizar y aumentar su poder predictivo.

Un estudio realizado en animales reportó niveles de impedancia reducidos en los electrodos basales, lo que podría permitir una mayor dispersión de la corriente (Niparko et al., 1991). También se ha propuesto una relación de la ENF con las dimensiones del canal óseo del nervio coclear y del conducto auditivo interno, siendo estos más estrechos en los casos donde se presenta (Rah et al, 2016). A su vez, se encontró una correlación entre acueducto vestibular reducido y conducto auditivo interno más pequeño en pacientes con ENF (Kamogashira et al, 2017).

Relación de la ENF con el diseño del dispositivo

La revisión sistemática de Van Horn et al (2020) encontró que los electrodos de pared lateral aumentan significativamente la incidencia de ENF (15,7%) en comparación con los electrodos perimodiolares (4,4%). Esto coincide con lo reportado por otros autores (Burck et al, 2022; Ahn et al, 2009; Matterson et al, 2007; Battmer et al, 2006; Marshall et al, 2005). Sin embargo, existen estudios donde la incidencia entre los distintos formatos de electrodos no difiere (Abdelhamed, 2019). Algunos autores destacan que los electrodos de pared lateral son generalmente más utilizados en malformaciones, por lo que al comparar cócleas anatómicamente normales el diseño de electrodos dejaría de ser un factor significativo (Ahn et al, 2009).

Una mayor proximidad de los electrodos al modiolos, junto con su correcta orientación, puede disminuir la posibilidad de la ENF (Battmer et al, 2006). La proximidad del electrodo al eje central de la cóclea tiende a reducir los niveles de corriente perceptuales necesarios, lo cual ayuda a mantener la estimulación eléctrica por debajo del umbral de la ENF (Seyyedi et al, 2013). Modelos de dispersión de campo eléctrico sugieren que los electrodos con electrodos en forma de anillo

son los que mayor probabilidad tienen de causar ENF, seguidos de los electrodos de media banda y, por último, los de electrodos de placa (Frijns et al, 2009).

Soluciones clínicas para el manejo de la ENF

Cuando el umbral de la ENF se encuentra por debajo del nivel de confort del paciente, impacta negativamente en el desempeño del mismo. Es en estos casos que se recurre a cambios en la programación del IC. Una de las soluciones es disminuir el nivel de corriente de los canales o incluso desactivarlos, lo cual impacta negativamente en el desempeño del usuario. Cuando se implementan estas acciones, algunos pacientes pueden dejar de utilizar el dispositivo por falta de beneficio (Nassiri et al, 2018). Aun así, estas opciones han sido efectivas en muchos casos (Smullen et al, 2005; Pires et al, 2018).

Las alternativas antes mencionadas son una opción cuando la ENF se presenta en pocos canales, pero no sería la mejor opción en los casos en los que la mayoría de los canales del paciente están afectados. Dependiendo de la severidad de la ENF en estos casos y dado los escasos recursos clínicos para su manejo, la reimplantación puede ser considerada para resolver el problema de la ENF (Battmer et al, 2006; Walia et al, 2021). Aun así, el reemplazo del dispositivo no siempre es una solución, dado que en algunos persiste incluso después de más de una reimplantación (Morris et al, 2004). A veces, aunque el cambio del dispositivo no sea siempre efectivo per se, puede permitir el acceso a nuevas tecnologías para manipular las características de los pulsos o modos de estimulación, lo cual enriquece las herramientas clínicas disponibles para tratar el problema (Polak et al, 2006).

Forma y estructura de los pulsos

Una alternativa actual es trabajar con la forma y estructura de los pulsos de estimulación (Fig. 2). Aumentar la duración del pulso o utilizar pulsos trifásicos (en lugar de los bifásicos) son recursos que permiten aumentar la percepción sonora sin ENF.

Aumentar el ancho total de pulso puede entregar la misma cantidad de carga total o energía, con una menor amplitud del pulso (Bahmer et al, 2017). Esto ha demostrado ser efectivo en el manejo de la ENF en reiteradas ocasiones (Polak et al, 2006; Pires et al, 2018; Sefien & Hamada, 2019). Los pulsos bifásicos generados por los IC generalmente se constituyen por dos polaridades opuestas de igual duración y amplitud; una fase negativa (catódica) y otra positiva (anódica) (Fig 2A). Los pulsos trifásicos, en cambio, tienen dos fases de igual polaridad con la misma duración y amplitud (catódicas) y, en medio de estas, una fase con polaridad opuesta (anódica) con la misma duración y doble de amplitud (Fig 2B). De esta forma, el pulso presenta una carga balanceada (Braun et al, 2019). Este tipo de pulsos puede beneficiar a usuarios de IC con o sin problemas de ENF (Bonnet et al, 2004). Schatzer et al. (2014) estudió la utilización del formato trifásico para una estimulación selectiva del nervio auditivo en casos de ENF. Desde entonces, se ha comprobado la capacidad de este tipo de pulsos para ayudar a resolver el problema (Schatzer et al 2014, Bahmer & Baumann, 2016; Bahmer et al, 2017; Braun et al, 2019; Alhabib et al, 2021). Si bien para lograr una sensación de sonoridad igual a la que generan los pulsos bifásicos, se necesita un mayor nivel de carga con pulsos trifásicos (Bahmer et al, 2016), los niveles máximos alcanzados sin generar ENF logran ser significativamente más altos (Bahmer & Baumann, 2016; Bahmer et al, 2017, Braun et al 2019; Alhabib et al, 2021). Esto mejora el rendimiento auditivo en casos con ENF, aumentando la inteligibilidad de palabras (Bahmer & Baumann, 2016; Alhabib et al, 2021).

Aunque menos utilizado, otro recurso para la ENF es aumentar el gap entre fases del pulso. El mismo es el tiempo que hay entre las fases positivas y negativas de cada pulso (Fig. 2A). Si bien cada fabricante de IC define su propio valor, algunos permiten modificarlo desde la programación. Este incremento del gap permite disminuir los niveles máximos confortables y los umbrales, reduciendo las posibilidades de ENF. (Pieper et al, 2020). Además de los pulsos bifásico y trifásicos, existe un formato llamado monofásico de descarga pasiva (Fig. 2C). El mismo presenta una fase anódica y otra catódica que es descargada de manera pasiva por efecto capacitivo (Fig. 2C). Este formato tiene una menor dispersión de campo eléctrico que los pulsos bifásicos utilizados normalmente (Zellhuber et al, 2022). También requieren una menor carga que los pulsos trifásicos para llegar a niveles confortables (Macherey et al, 2006; Macherey et al, 2008; Carlyon et al, 2013).

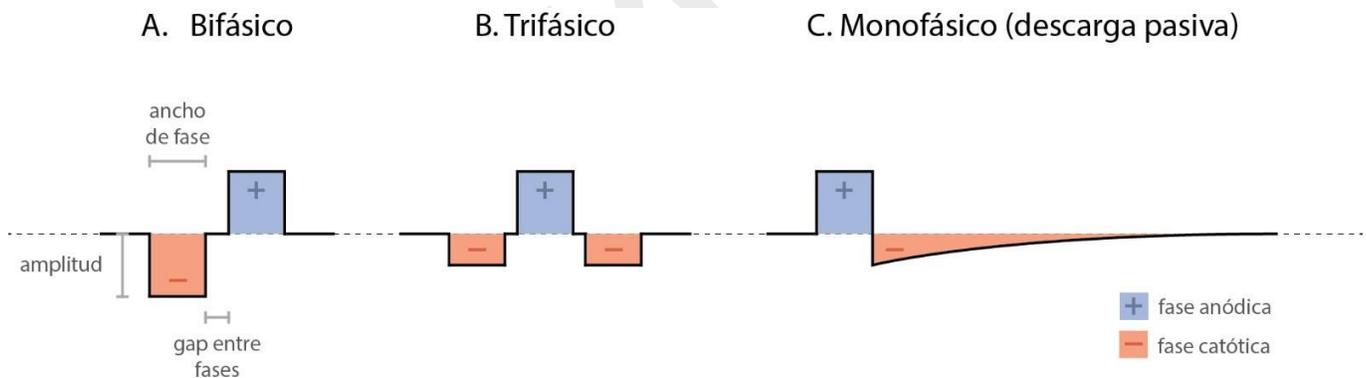


Figura 2: Formatos actuales de pulsos de estimulación de implante coclear. (A) Pulso bifásico; (B) Pulso trifásico; (C) Pulso monofásico de descarga pasiva. Dependiendo del mismo, las características que pueden modificarse son la amplitud, el ancho de fase y el gap entre las mismas.

Modos de estimulación

La mayoría de los implantes cocleares utilizan un modo de estimulación llamado monopolar (Fig. 3). En el mismo, los electrodos activos intra-cocleares crean un campo eléctrico en conjunto con un electrodo de referencia extra-coclear (Fig. 3A). Este electrodo de referencia puede estar en el encapsulado del implante o fuera mismo con una conexión propia y alojado debajo del músculo temporal. Siendo que la dispersión del campo eléctrico necesaria entre los electrodos intra y extra-cocleares es amplia, la posibilidad de que el flujo de corriente intercepte el nervio facial aumenta. Con el propósito de disminuir esta dispersión y obtener una estimulación más selectiva, se creó el modo bipolar (BP; Fig. 3B). Este formato utiliza uno de los electrodos intra-cocleares como referencia de estimulación. Es posible configurar la distancia entre el electrodo activo y el de referencia, siendo BP+1 cuando se utiliza un electrodo adyacente o BP+n dejando n electrodos entre medio. Nótese que esta configuración se encuentra limitada por la cantidad total de electrodos. Limitando la dispersión del campo eléctrico de esta manera, es posible reducir significativamente la ENF. Modelos computacionales han demostrado que con este modo de estimulación se puede predecir un aumento en los umbrales de la ENF (van der Westhuizen et al, 2022).

Existe también un tipo de estimulación particular que es efectivo para la ENF conocido como multi-modo (también llamado "Multi-Mode Grounding" o "Mixed Mode Grounding" en inglés) (Fig 3C). En este modo se utilizan como referencia todos los electrodos intra-cocleares menos el canal a estimular. Este diseño puede descargar un 80% de la corriente dentro de la cóclea (Dang, 2017), disminuyendo la dispersión de esta.

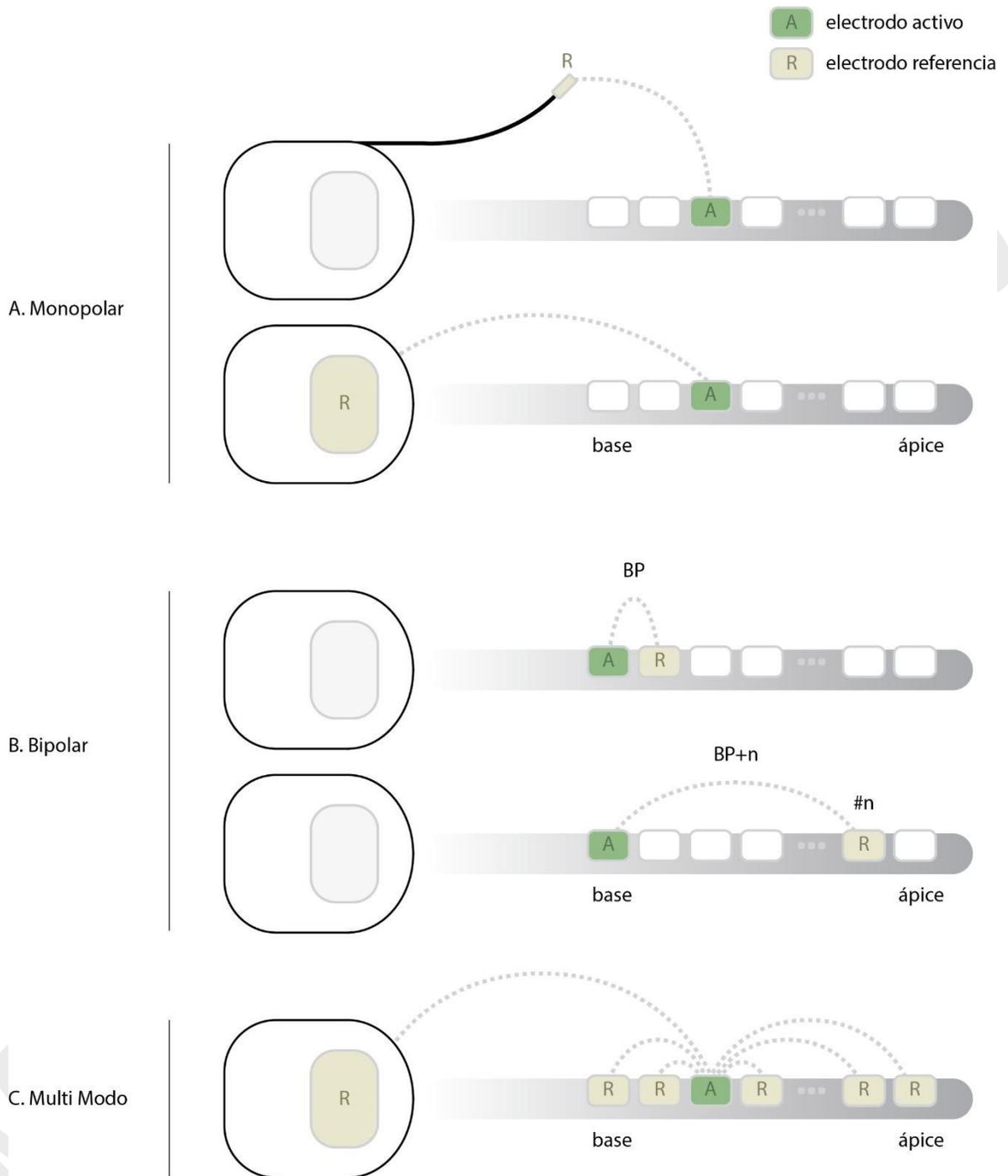


Figura 3. Modos de estimulación actuales de implante coclear. (A) Estimulación monopolar con referencia integrada en el estimulador o externa; (B) estimulación bipolar; (C) Multi modo o “multi-mode grounding”.

En la actualidad, el mismo sistema que utiliza el multi modo como referencia también manipula el ancho de fase del pulso (duración del estímulo) en orden de aumentar la carga entregada al usuario. Nótese a su vez que, este sistema utiliza los pulsos monofásicos con descarga pasiva (Fig. 2C). La combinación de estas variables es efectiva contra la ENF (Zellhuber et al, 2022 y Eitutis et al. 2022). Aunque pareciera ser una combinación clínicamente muy efectiva, más estudios son necesarios para cuantificar el aporte de cada una de estas características y su efecto real en la disminución de la ENF.

Discusión

Los implantes cocleares han demostrado ser un dispositivo exitoso, mejorando la calidad de vida de millones de pacientes. Sin embargo, aún existen algunos problemas que disminuyen el desempeño auditivo de sus usuarios, entre los cuales se encuentra la estimulación no deseada del nervio facial.

La incidencia de este problema no está totalmente consensuada y depende de múltiples factores que se interrelacionan. Aun así, encontrar una solución o un paliativo para este fenómeno es de vital importancia dado que puede llevar a un usuario a no recibir el beneficio esperado, y hasta inclusive a abandonar su uso.

Si bien existen diferentes maneras de afrontar este problema, no existe un abordaje único y/o totalmente efectivo en el manejo de la ENF. Entre las soluciones actuales y al alcance del profesional clínico, se encuentra el cambio de algunos parámetros en la programación. Varias

investigaciones han mostrado la eficacia en la reducción de la ENF cuando se trabaja con el formato y características del pulso de estimulación.

Incrementar el ancho del pulso manteniendo su amplitud o aumentar el gap entre los mismos, ha mejorado la situación de usuarios que sufren de ENF. La estimulación mediante pulsos trifásicos o monofásicos con descarga pasiva son las alternativas más eficaces y actuales.

Otro abordaje posible es la limitación de la dispersión del campo eléctrico a través de los diferentes modos de estimulación (i.e., monopolar, bipolar, multi modo). Aunque la evidencia muestra beneficios en la ENF al trabajar con estos, su implementación actual no se encuentra totalmente optimizada. En la programación actual, un cambio de modo puede conllevar una modificación en la estrategia de codificación del IC, lo cual impacta sustancialmente la percepción auditiva del usuario. Por ejemplo, la estimulación bipolar reduce el número final de electrodos activos y esto podría impactar en el desempeño auditivo del paciente. A su vez, como es necesaria una mayor carga eléctrica en este modo, implica un mayor consumo de las baterías. Todos estos aspectos deben considerarse al solucionar la ENF.

No todas las opciones mencionadas en este trabajo están disponibles para todos los fabricantes o modelos de IC. Será tarea del profesional evaluar en cada caso cuál de las opciones disponibles es la indicada para cada dispositivo y paciente. Muchas veces, la combinación de abordajes resulta ser una estrategia adecuada para la reducción o eliminación total de la ENF.

Nuevas investigaciones y formas de estimular el nervio auditivo pueden agregar soluciones en la reducción de la ENF. Landsberger et al. (2022) han demostrado la posibilidad de percibir bajas frecuencias con electrodos cortos ubicando el electrodo extra-coclear de referencia en el ápice de la cóclea. Esta nueva configuración redirecciona el campo eléctrico. Aunque este estudio no aborda la problemática del ENF, sin embargo, esta reorientación podría reducir el flujo de corriente

sobre el nervio facial. Badenhorst et al. (2021), han hecho diagnósticos mediante modelados 3D computarizados para estudiar la relación entre los campos eléctricos y el nervio facial. Esta nueva propuesta puede otorgar una mayor cantidad de información sobre el problema y adaptarse a cada paciente de forma particular. Además, han demostrado que se pueden usar estos modelos computacionales para determinar la conductividad del hueso que recubre la cóclea y predecir cuáles son los canales más propensos a la ENF. Estos resultados son alentadores para utilizarse como instrumento clínico en la evolución y programación del IC en presencia de la ENF.

El profesional clínico a cargo debe siempre considerar que los distintos recursos disponibles para el manejo de esta estimulación no deseada tienen un impacto en el rendimiento auditivo y la calidad de vida del paciente. Muchos de estos cambios pueden ser rechazados por el usuario, dado que implican adaptarse a una nueva forma de escucha. En esta circunstancia es trascendental el asesoramiento, brindando información clara que explique la razón de los cambios. El punto de partida en estos casos es buscar el mejor resultado posible combinando herramientas técnico-clínicas disponibles y realizando un acompañamiento integral al paciente.

Conclusiones

La estimulación eléctrica del IC puede generar ENF. Esto puede variar dependiendo de la etiología presentada y del estado anatómico del oído interno así como de las características del implante. Actualmente existen recursos desde la práctica clínica para su manejo (disminución del nivel de carga, desactivación de canales, cambios en la morfología de los pulsos o de los modos de estimulación). A pesar de la existencia de nuevas herramientas para su tratamiento, no siempre es posible eliminar esta estimulación no deseada. Nuevos estudios son necesarios para cuantificar

estas herramientas y su efectividad, así también como la creación de nueva tecnología para erradicar este problema.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de interés. El trabajo se llevó a cabo en ausencia de relaciones comerciales o financieras que pudieran interpretarse como posible conflicto de interés.

Referencias

- Abdelhamed, M. Z. (2019). Evaluation of the Triphasic Pulse Stimulation in Eliminating Facial Nerve Stimulation in Cochlear Implant Recipients. *Glob J Oto*, 19(2); <https://doi.org/10.19080/GJO.2019.19.556007>
- Ahn JH, Oh SH, Chung JW, Lee KS. (2009). Facial nerve stimulation after cochlear implantation according to types of Nucleus 24-channel electrode arrays. *Acta Otolaryngol*, 129(6):588-91. <https://doi.org/10.1080/00016480802325965>
- Alhabib S, Abdelsamad Y, Yousef M & Alzhrani F. (2021). Performance of cochlear implant recipients fitted with triphasic pulse patterns. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 278(9):3211-3216. <https://doi.org/10.1007/s00405-020-06382-0>
- Aljazeera IA, Khurayzi T, Al-Amro M, Alzhrani F, Alsanosi A. (2021). Evaluation of computed tomography parameters in patients with facial nerve stimulation post-cochlear implantation. *Eur Arch Otorhinolaryngol*, 278(10):3789-3794. <https://doi.org/10.1007/s00405-020-06486-7>

- Alzhrani F, Halawani R, Basodan S, Hudeib R. (2020). Investigating facial nerve stimulation after cochlear implantation in adult and pediatric recipients. *Laryngoscope*, 131(2):374-379. <https://doi.org/10.1002/lary.28632>
- Assiri M, Khurayzi T, Alshalan A, Alsanosi A. (2022). Cochlear implantation among patients with otosclerosis: a systematic review of clinical characteristics and outcomes. *Cochlear implantation among patients with otosclerosis: a systematic review of clinical characteristics and outcomes*, 279(7):3327-3339. <https://doi.org/10.1007/s00405-021-07036-5>
- Badenhorst W, Hanekom T, Gross L, Hanekom JJ. (2021). Facial nerve stimulation in a post-meningitic cochlear implant user: using computational modelling as a tool to probe mechanisms and progression of complications on a case-by-case basis. *Cochlear Implants Int*, 22(2):68-79. <https://doi.org/10.1080/14670100.2020.1824431>
- Bahmer A, Adel Y, Baumann U. (2017). Preventing Facial Nerve Stimulation by Triphasic Pulse Stimulation in Cochlear Implant Users: Intraoperative Recordings. *Otol Neurotol*, 38(10):e438-e444. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001603>
- Bahmer A, Baumann U. (2016). The underlying mechanism of preventing facial nerve stimulation by triphasic pulse stimulation in cochlear implant users assessed with objective measure. *Otol Neurotol*, 37(9):1231-7. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001156>
- Battmer R, Pesch J, Stöver T, Lesinski-Schiedat A, Lenarz M, Lenarz T. (2006). Elimination of facial nerve stimulation by reimplantation in cochlear implant subjects. *Otol Neurotol*, 27(7):918-22. <https://doi.org/10.1097/01.mao.0000235374.85739.c6>
- Bergstrom, L. (1975). Some pathologies of sensory and neural hearing loss. *Can J Otolaryngol Suppl*, 2:1-28.
- Berrettini S, Vito de A, Bruschini L, Passetti S, Forli F. (2011). Facial nerve stimulation after cochlear implantation: our experience. *Acta Otorhinolaryngol Ital*, 31:11–6.
- Bonnet RM, Frijns JH, Peeters S, Briaire JJ. (2004). Speech recognition with a cochlear implant using triphasic charge-balanced pulses. *Acta Otolaryngol*, 124(4):371-5. <https://doi.org/10.1080/00016480410031084>

- Braun K, Walker K, Surth W, Lowenheim H & Tropitzsch A. (2019). Triphasic Pulses in Cochlear Implant Patients With Facial Nerve Stimulation. *Starnberg : Otol Neurotol*, 40(10):1268-1277. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000002398>
- Burck I, Helal RA, Naguib NNN, Nour-Eldin NA, Scholtz JE, Martin S, Leinung M, Helbig S, Stöver T, Lehn A, Vogl TJ. (2022). Postoperative radiological assessment of the mastoid facial canal in cochlear implant patients in correlation with facial nerve stimulation. *Eur Radiol*, 32(1):234-242. <https://doi.org/10.1007/s00330-021-08128-w>
- Carlyon RP, Deeks JM, Macherey O. (2013). Polarity effects on place pitch and loudness for three cochlear-implant designs and at different cochlear sites. *J Acoust Soc Am*, 134(1):503-9. <https://doi.org/10.1121/1.4807900>
- Chen J, Chen B, Zhang L, Li Y. (2021). Severe and persistent facial nerve stimulation after cochlear implantation in a patient with cochlear-facial dehiscence: a case report. *J Int Med Res*, 49(11):3000605211057823. <https://doi.org/10.1177/03000605211057823>
- Ching TY, Day J, Van Buynder P, Hou S, Zhang V, Seeto M, Burns L, Flynn C. (2014). Language and speech perception of young children with bimodal fitting or bilateral cochlear implants. *Cochlear Implants Int*, 15 Suppl 1(0 1):S43-6. <https://doi.org/10.1179/1467010014Z.000000000168>
- Cohen NL, Hoffman RA, Stroschein M. (1998). Medical or surgical complications related to the nucleus multichannel cochlear implant. *Ann Otol Rhinol Laryngol*, 97:8–13; <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2020.109984>
- Dang, K. (2017). Electrical conduction models for cochlear implant stimulation. *HAL Open Science*.
- Eisenberg LS, House WF. (1982). Initial experience with the cochlear implant in children. *Ann Otol Rhinol Laryngol Suppl*, (2 Pt 3):67-73.
- Eitutis ST, Carlyon RP, Tam YC, Salorio-Corbetto M, Vanat Z, Tebbutt K, Bardsley R, Powell HRF, Chowdhury S, Tysome JR, Bance ML. (2022). Management of Severe Facial Nerve Cross Stimulation by Cochlear Implant Replacement to Change Pulse Shape and Grounding Configuration: A Case-series. *Otol Neurotol*, 43(4):452-459. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000003493>
- Erixon E, Högstorp H, Wadin K, Rask-Andersen H. (2009). Variational anatomy of the human cochlea: implications for cochlear implantation. *Otol Neurotol*, 0(1):14-22. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e31818a08e8>

- Espahbodi M, Sweeney AD, Lennon KJ, Wanna GB. (2015). Facial nerve stimulation associated with cochlear implant use following temporal bone fractures. *Am J Otolaryngol*, 36(4):578–582; <https://doi.org/10.1016/j.amjoto.2015.04.003>
- Fan-Gang, Z. (2022). Celebrating the one millionth cochlear implant. *JASA Express, Lett.* 2, 077201; <https://doi.org/10.1121/10.0012825>
- Frijns JH, Kalkman RK, Briaire JJ. (2009). Stimulation of the facial nerve by intracochlear electrodes in otosclerosis: a computer modeling study. *Otol Neurotol*, 30(8):1168-74. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e3181b12115>
- Geers AE, Moog JS. (1991). Evaluating the benefits of cochlear implants in an education setting. *Am J Otol*, 12 Suppl:116-25.
- Hatch JL, Rizk HG, Moore MW, Camposeo EE, Nguyen SA, Lambert PR, Meyer TA, McRackan TR. (2017). Can Preoperative CT Scans Be Used to Predict Facial Nerve Stimulation Following CI? *Otol Neurotol*, 38(8):1112-1117. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001497>
- House WF, Berliner KI. (1982). The cochlear implant. *Otolaryngol Clin North Am*, 15(4):917-23.
- Kamogashira T, Iwasaki S, Kashio A, Kakigi A, Karino S, Matsumoto Y, Yamasoba T. (2017). Prediction of Intraoperative CSF Gusher and Postoperative Facial Nerve Stimulation in Patients With Cochleovestibular Malformations Undergoing Cochlear Implantation Surgery. *Otol Neurotol*, 38(6):e114-e119. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000001440>
- Kasetty VM, Zimmerman Z, King S, Seyyedi M. (2019). Comparison of Temporal Bone Parameters before Cochlear Implantation in Patients with and without Facial Nerve Stimulation. *J Audiol Otol*, 23(4):193-196. <https://doi.org/10.7874/jao.2019.00129>
- Kelsall DC, Shallop JK, Brammeier TG, Prenger EC. (1997). Facial nerve stimulation after Nucleus 22-channel cochlear implantation. *Am J Otol*, 18(3):336–341.
- Kim YR, Yoo MH, Lee JY, Yang CJ, Park JW, Kang BC, Kang WS, Ahn JH, Chung JW, Park HJ. (2018). Characteristics and pathogenesis of facial nerve stimulation after cochlear implant surgeries: A single-centre retrospective analysis from 1151 patients. *Clin Otolaryngol*, 43(5):1396-1400. <https://doi.org/10.1111/coa.13153>
- Landsberger DM, Stupak N, Spitzer ER, Entwisle L, Mahoney L, Waltzman SB, McMenomey S, Friedmann DR, Svirsky MA, Shapiro W, Roland JT Jr. (2022). Stimulating the Cochlear Apex Without Longer

- Electrodes: Preliminary Results With a New Approach. *Otol Neurotol*, 43(5):e578-e581. <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000003529>
- Lenarz T, Büchner A, Illg A. (2022). Cochlear Implantation: Concept, Results Outcomes and Quality of Life. *Laryngorhinootologie*, 101(S 01):S36-S78. English, German. <https://doi.org/10.1055/a-1731-9321>.
- Lenarz, T. (2018). Cochlear implant - state of the art. *GMS Curr Top Otorhinolaryngol Head Neck Surg*, 16:Doc04. <https://doi.org/10.3205/cto000143>
- Macherey O, Carlyon RP, van Wieringen A, Deeks JM, Wouters J. (2008). Higher sensitivity of human auditory nerve fibers to positive electrical currents. *J Assoc Res Otolaryngol*, 9(2):241-51. <https://doi.org/10.1007/s10162-008-0112-4>
- Macherey O, van Wieringen A, Carlyon RP, Deeks JM, Wouters J. (2006). Asymmetric pulses in cochlear implants: effects of pulse shape, polarity, and rate. *J Assoc Res Otolaryngol*, 7(3):253-66. <https://doi.org/10.1007/s10162-006-0040-0>
- Marshall AH, Fanning N, Symons S, Shipp D, Chen JM, Nedzelski JM. (2005). Cochlear implantation in cochlear otosclerosis. *Laryngoscope*, 115(10):1728-33. <https://doi.org/10.1097/01.mlg.0000171052.34196.ef>
- Matterson AG, O'Leary S, Pinder D, Freidman L, Dowell R, Briggs R. (2007). Otosclerosis: selection of ear for cochlear implantation. *Otol Neurotol*, 28(4):438-46. <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e31803115eb>
- Morris DP, Maessen H, Creaser C, Van Wijhe R, Bance M. (2004). Refractory severe facial nerve cross-stimulation and loss of auditory sensation after ten years of uneventful cochlear implant use. A rare and challenging case. *Cochlear Implants Int*, 5(3):117-24. <https://doi.org/10.1179/cim.2004.5.3.117>
- Niparko JK, Oviatt DL, Coker NJ, Sutton L, Waltzman SB, Cohen NL. (1991). Facial nerve stimulation with cochlear implant. *Otolaryngol Head Neck Surg*. 104:826–830. 104(6):826-30. <https://doi.org/10.1177/019459989110400610>
- Pieper SH, Brill S, Bahmer A. (2020). Loudness Perception and Dynamic Range Depending on Interphase Gaps of Biphasic Pulses in Cochlear Implants. *Ear Hear*, 41(5):1251-1257. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000000843>

- Pires JS, Melo AS, Caiado R, Martins JH, Elói Moura J, Silva LF. (2018). Facial nerve stimulation after cochlear implantation: Our experience in 448 adult patients. *Cochlear Implants Int*, 19(4):193-197. <https://doi.org/10.1080/14670100.2018.1452561>
- Polak M, Ulubil SA, Hodges AV, Balkany TJ. (2006). Revision cochlear implantation for facial nerve stimulation in otosclerosis. *Arch Otolaryngol Head Neck Surg*, 132(4):398-404. <https://doi.org/10.1001/archotol.132.4.398>
- Rah YC, Yoon YS, Chang MY, Lee JY, Suh MW, Lee JH, Oh SH, Chang SO, Park MK. (2016). Facial nerve stimulation in the narrow bony cochlear nerve canal after cochlear implantation. *Laryngoscope*, 126(6):1433-9. <https://doi.org/10.1002/lary.25655>
- Schatzer R. (2014). Selective suppression of facial nerve activation in CI patients with triphasic stimulation. *13th International Conference on Cochlear Implants and Other Implantable Auditory Implants*. Munich.
- Sefien I, Hamada S. (2019). Facial Nerve Stimulation as a Complication of Cochlear Implantation. *Indian J Otolaryngol Head Neck Surg*, 71(4):474-479. <https://doi.org/10.1007/s12070-019-01649-3>
- Seyyedi M, Herrmann BS, Eddington DK, Nadol JB. (2013). The pathologic basis of facial nerve stimulation in otosclerosis and multi-channel cochlear implantation. *Otol Neurotol*, 34:1603 –9; <https://doi.org/10.1097/MAO.0b013e3182979398>
- Sharma SD, Cushing SL, Papsin BC, Gordon KA. (2020). Hearing and speech benefits of cochlear implantation in children: A review of the literature. *Int J Pediatr Otorhinolaryngo*, 133:109984. <https://doi.org/10.1016/j.ijporl.2020.109984>
- Smullen JL, Polak M, Hodges AV, Payne SB, King JE 3rd, Telischi FF, Balkany TJ. (2005). Facial nerve stimulation after cochlear implantation. *Laryngoscope*, 115(6):977-82. <https://doi.org/10.1097/01>
- van der Westhuizen J, Hanekom T, Hanekom JJ. (2022). Apical Reference Stimulation: A Possible Solution to Facial Nerve Stimulation. *Ear Hear*, 43(4):1189-1197. <https://doi.org/10.1097/AUD.0000000000001170>
- Van Horn A, Hayden C, Mahairas AD, Leader P, Bush ML. (2020). Factors Influencing aberrant facial nerve stimulation following cochlear implantation: a systematic review and meta-analysis. *Otol Neurotol*, 41(8):1050-1059; <https://doi.org/10.1097/MAO.0000000000002693>

- Walia A, Shew MA, Ortmann AJ, Buchman CA, Herzog JA. (2021). Hearing Preservation After Cochlear Reimplantation Using Electrocochleography: A Case Report. *Laryngoscope*, 131(10):2348-2351. <https://doi.org/10.1002/lary.29734>
- Weber BP, Dillo W, Dietrich B, Maneke I, Bertram B, Lenarz T. (1998). Pediatric cochlear implantation in cochlear malformations. *Am J Otol*, 19(6):747-53.
- Zellhuber N, Helbig R, James P, Bloching M, Lyutenski S. (2022). Multi-mode grounding and monophasic passive discharge stimulation avoid aberrant facial nerve stimulation following cochlear implantation. *Clin Case Rep.*, 10(2):e05360. <https://doi.org/10.1002/ccr3.5360>