

# Cambios en las impedancias de los electrodos del implante coclear desde la implantación hasta 12 meses después de la cirugía

## Changes in cochlear implant electrode impedances from implantation to 12 months post-surgery

Ruth López G.<sup>1</sup>, Ileana Gutiérrez F.<sup>1</sup>, María Eugenia Mena R.<sup>1</sup>,  
Emilio Arch-Tirado<sup>2</sup>, Ana Luisa Lino G.<sup>3</sup>

### Resumen

**Introducción:** El implante coclear genera un potencial de acción en el nervio auditivo mediante estimulación eléctrica, por lo que es importante conocer cómo funciona el circuito eléctrico mediante telemetría de impedancia eléctrica y su comportamiento en el tiempo. El uso clínico de la evaluación de impedancia permite observar la integridad del circuito eléctrico, así como el correcto funcionamiento de los electrodos. **Objetivo:** Describir el comportamiento de las impedancias eléctricas de los implantes cocleares (IC) durante el primer año de uso. **Material y Métodos:** Estudio retrospectivo, descriptivo y analítico. Se obtuvieron y analizaron las impedancias eléctricas de 35 pacientes posimplantación durante la cirugía, activación, primer, tercer, sexto, noveno y duodécimo mes. Los valores de impedancia obtenidos de cada electrodo se compararon durante el primer año de uso del implante coclear. **Resultados:** Las impedancias más bajas se obtuvieron en el momento de la cirugía y las más altas durante la activación. Los electrodos que presentaron mayor diferencia absoluta entre el período de activación intraquirúrgica fue del 1 al 4. Hubo una tendencia decreciente en los valores para todos los electrodos del 1.º al 12.º mes. **Conclusiones:** Comprender la variación de la impedancia durante el seguimiento de los receptores de IC permite sospechar o detectar anomalías o alteraciones que afectan el funcionamiento del implante coclear.

**Palabras clave:** implantes cocleares, impedancias, estimulación eléctrica, telemetría de impedancia eléctrica, seguimiento de implantes cocleares.

### Abstract

**Introduction:** The cochlear implant (CI) generates an action potential in the auditory nerve through electrical stimulation, underscoring the importance of understanding how the electrical circuit works. Clinical evaluation of electrode impedances make it possible to observe the integrity of the electrical circuit, as well as the functional status of the electrodes. **Objective:** To describe the behavior of electrode impedances in CI during the first year of use. **Material and Methods:** A retrospective, descriptive, and analytical study was conducted. The impedance values from each electrode implanted in 35 participants were obtained and compared over the first year of CI use. **Results:** The lowest impedances were recorded at the time of surgery and the highest during activation. Electrodes 1 to 4 presented the greatest absolute difference in impedances between the intra-surgical and activation periods. Electrode impedance values tended to decrease on all electrodes during the study. **Conclusions:** Understanding impedance fluctuations during the follow-up of CI recipients facilitates the detection of abnormalities affecting cochlear implant function.

**Keywords:** cochlear implants, impedances, electrical stimulation, Electrical impedance telemetry, Cochlear implant follow-up.

<sup>1</sup>Departamento de Audiología. Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra, Ciudad de México. México.

<sup>2</sup>Centro Neurológico, Centro Médico ABC, sede Santa Fe, Ciudad de México. México.

<sup>3</sup>Subdirección de Investigación Biomédica. División de Neurociencias Clínica. Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra, Ciudad de México. México.

Los autores declaran no tener conflictos de interés.

Recibido el 02 de abril de 2024. Aceptado el 28 de mayo de 2024.

Correspondencia:

Ruth Arisbeth Lopez Gamboa  
Calzada México Xochimilco  
No. 289, Colonia Arenal de  
Guadalupe, Alcaldía Tlalpan,  
C.P. 14389, Ciudad de  
México, México.  
Email: dra.rlopezgamboa@  
gmail.com

## Introducción

El implante coclear es un dispositivo electrónico, el cual se inserta dentro del oído interno para estimular al nervio auditivo y provocar sensaciones auditivas. Ha demostrado ser la primera prótesis capaz de restaurar un órgano de los sentidos, permitiendo a los pacientes con hipoacusia neurosensorial severa a profunda, obtener umbrales auditivos en los componentes acústicos del habla y gran rango frecuencial audible.

Para poder realizar dicha estimulación es necesaria la energía eléctrica suficiente para generar un potencial de acción en el nervio auditivo. Esta energía es suministrada, a través de los electrodos dentro del oído interno, y separados solo por un pequeño espacio, denominado interfaz electro-neural<sup>1</sup>. Esta energía se enviará de forma eléctrica y para evaluar la funcionalidad del implante coclear, se puede registrar los valores de impedancias mediante un software diseñado por cada marca comercial de implantes cocleares.

La impedancia eléctrica es la oposición al flujo de corriente eléctrica, que está compuesto por dos elementos principales: resistencia y reactancia. Las impedancias en un implante coclear no son estables en el tiempo<sup>2</sup>. La impedancia nos informa de la capacidad del electrodo para que fluya la corriente eléctrica, este pulso debe liberar suficiente carga para estimular sin dañar el tejido que lo rodea. La cantidad de energía suministrada a la neurona será entonces, la amplitud de corriente entregada (medida en microamperio) que debe mantenerse constante en todo el pulso, por los microsegundos que dure ese pulso de corriente. Debido a que esta corriente es suministrada a través de esta interfaz electrodo-neural, y a que el electrodo terminal es una pequeña superficie de platino-iridio, fenómenos electroquímicos (electrólisis) se generarían rápidamente disolviendo el metal en la perilinfa del oído. Entonces una cantidad idéntica de energía, pero con una dirección de corriente opuesta, será suministrada por el implante en el instante siguiente, conformando lo que se denomina, pulso isodifásico eléctricamente balanceado<sup>3</sup>.

Ningún dispositivo es capaz de medir la

impedancia de manera directa. Lo que se realiza es una medición de voltaje en un tiempo dado durante el pulso de corriente constante y mediante la ley de Ohm se calcula el valor de impedancia dado. Este es valor de impedancia clínica que se muestra en el software de cada compañía en referencia a cada electrodo en particular<sup>4</sup>.

El uso clínico de la valoración de la impedancia toma importancia ya que permite observar la integridad del circuito eléctrico del implante, así como el funcionamiento adecuado de los electrodos. Se dice que este circuito queda “abierto” cuando el valor de las impedancias evidencia un valor muy alto, el cual tiende a infinito, esto puede deberse a diferentes causas como, por ejemplo, durante la manipulación de la guía de electrodos en la colocación del implante que este quede enrollado en la cavidad mastoidea o incluso que los electrodos queden fuera de la cóclea. Por el contrario, si durante la manipulación, los pequeños cables de la matriz de electrodos se tocan entre sí, generará un cierre del circuito, o cortocircuito, originando impedancias muy bajas, tendientes a cero<sup>5</sup>.

Tanto la apertura de la cóclea, como el trauma generado durante la inserción de la matriz de electrodos y su posterior respuesta a cuerpo extraño, desencadenan una serie de procesos inflamatorios reactivos y cicatrizales que modificarán la composición química, celular y tisular del medio endococlear que rodea la matriz de electrodos, y, por tanto, la interfaz electrodo-neural<sup>6</sup>.

En el implante coclear de la marca Advanced Bionics®, el cual cuenta con 16 electrodos, el valor que se considera normal de impedancia en cada electrodo es de 1 a 30 kOhms (KΩ.) y el software que se utiliza es llamado SoundWave. Las unidades de estimulación son medidas en unidades de corriente. Las unidades de corriente son el producto de la amplitud de la corriente de estimulación, el ancho de pulso y una constante ( $k = 0,013$ ). Estas unidades representan una constante corriente y su valor es siempre el mismo, independientemente del ancho del pulso. Dicho de otra manera, si se aumenta el ancho del pulso, la corriente se reduce para mantener el mismo valor de carga. En el modo predefinido del software, el objetivo es usar un

ancho de pulso corto para permitir una tasa de estimulación rápida<sup>7</sup>.

Existen estudios que demuestran cambios en los valores de impedancia de acuerdo al tiempo en el que se mida<sup>8</sup>, encontrando en el día de la activación valores muy superiores a los del día de la cirugía, y una vez comenzada la estimulación generada por la activación, los valores de impedancia tienden a descender para finalmente estabilizarse.

Ya que los valores de impedancias son variables, no es posible establecer un valor estimado en cada momento de la medición, debido a que estos valores pueden modificarse de manera transitoria o permanente por diversos factores entre los cuales destacan infecciones del oído medio y/o infecciones posquirúrgicas, factores hormonales, daño de la guía de electrodos, entre otros. Los valores elevados de impedancia requieren mayores valores de tensión en la superficie del electrodo para que se pueda generar un pulso eléctrico eficaz, con lo cual la energía que se dispersa es mayor dentro de las pequeñas estructuras de la cóclea, probablemente dando menos calidad a la percepción de los sonidos, esto también conlleva a un mayor gasto de energía, con una menor duración de baterías del implante. Si los valores de impedancias aumentan a un nivel fuera de valores adecuados, puede ocurrir que el implante sea incapaz de generar la tensión necesaria para asegurar la aplicación del pulso de corriente eléctrica.

Conocer el comportamiento de las impedancias endococleares a lo largo del tiempo nos permite entender y monitorear la respuesta inflamatoria del interior de la cóclea implantada, así como el adecuado funcionamiento de la guía de electrodos, esto tendrá impacto en el rendimiento del implante coclear y por consiguiente en el rendimiento auditivo de los usuarios.

## Objetivo

El objetivo del estudio fue describir el comportamiento de las impedancias eléctricas de los implantes cocleares desde el momento de la implantación hasta 12 meses posteriores a la cirugía, de manera a describir los cambios

cuantitativos de las impedancias eléctricas a través del tiempo, en el mismo implante en su diferente distribución tonotópica (basal, medial o apical).

## Material y Métodos

Tipo de estudio retrospectivo, descriptivo y analítico. Se incluyeron a todos los pacientes usuarios de implante coclear de la marca Advanced Bionics®, que tuvieran los 16 electrodos dentro de la cóclea, ambos sexos, implantados de forma unilateral o bilateral, edad de 1 a 90 años, que contaban con registro de mediciones audiológicas en el software del dispositivo. Se eliminaron a los pacientes con registro incompleto. Los criterios de exclusión fueron pacientes que presentaron complicaciones durante la cirugía de implante coclear o infección posoperatoria asociada a la cirugía de implante coclear. Se trató de un estudio con muestreo censal, en que participaron todos los pacientes que cumplieron con los criterios de selección.

Se realizó análisis descriptivo (medias, desviaciones estándar, frecuencias y porcentajes) para describir las características de los participantes, las impedancias por electrodo y grupo de electrodos (según rango de frecuencia) en cada uno de los momentos de medición. Para analizar la tendencia de las impedancias por electrodo a lo largo del tiempo se calculó valor absoluto, diferencia absoluta y diferencias porcentuales. Para determinar el comportamiento de las proporciones se calcularon intervalos de confianza para las proporciones con 95% de confiabilidad a partir de la diferencia absoluta temporal de las impedancias por electrodo y para establecer la asociación entre variables se calculó el coeficiente de correlación de Pearson. El análisis estadístico se realizó con SPSS statistics 26.

Se realizó la búsqueda de pacientes que cumplan con criterios de inclusión mediante revisión de expedientes clínicos electrónicos de la base de datos institucional y posteriormente se buscó información de telemetrías de impedancias por medio del software correspondiente a la marca comercial del implante coclear. Se consideraron los registros de los valores de impedancias eléctricas, desde el momento quirúrgico, el día de la activación y

## ARTÍCULO DE INVESTIGACIÓN

en las citas subsiguientes al mes, 3er mes 6to mes 9º y 12vo mes durante el primer año de uso. La obtención de los datos fue a través del software SoundWave 3.2™. La medición de los valores se realiza en forma automática encontrando los valores disponibles en cada visita registrada de los usuarios. Como se especificó anteriormente, la impedancia es la oposición al flujo de corriente eléctrica, por lo tanto, los valores obtenidos entregan información sobre el estado de la guía de electrodos.

## Resultados

De un total de 111 usuarios de implante coclear de la marca Advanced Bionics, solo 35 pacientes cumplieron con los criterios de inclusión, 20 (57,1%) hombres y 15 (42,9%) mujeres, con una media de edad de  $15 \pm 13,1$  años (mínima de 3 y máxima de 68 años).

El tipo de electrodo del implante coclear fue recto en 30 (85,7%) y precurvado en 5 (14,3%) pacientes.

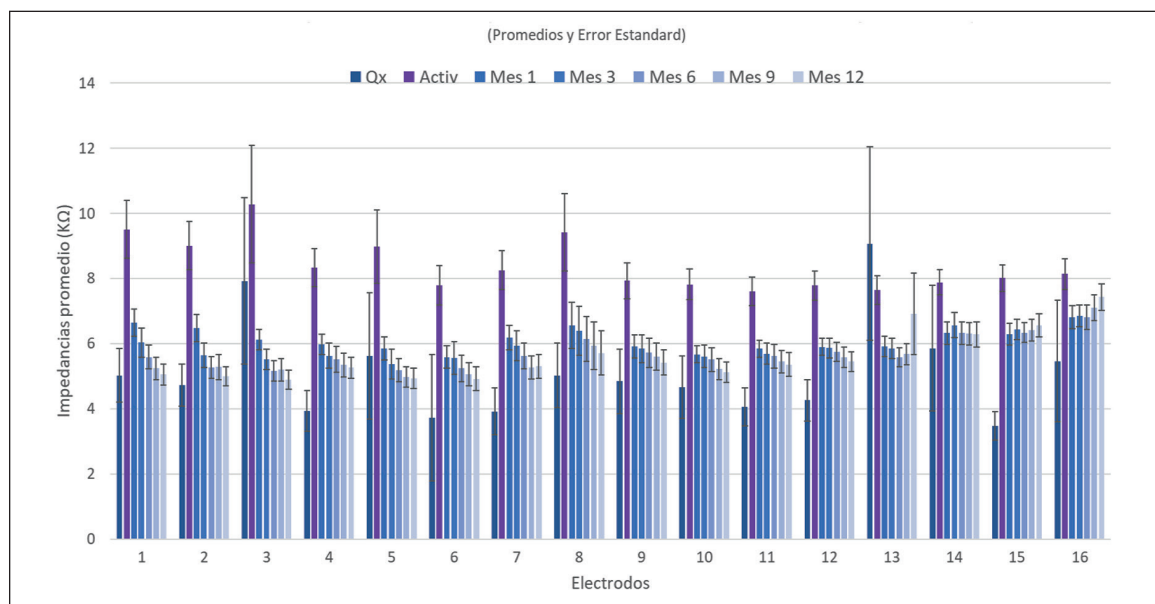
La **Figura 1** presenta el análisis comparativo de las impedancias de los 16 electrodos a lo largo del tiempo. Se observó la presencia de valores de impedancia bajos durante el momento intraquirúrgico, seguido de un incremento importante durante la activación del

implante y una tendencia a la disminución de los valores en los meses a partir del mes 1 al 12, sin embargo, en el caso de los electrodos 13, 15 y 16 se observa un incremento de los valores en los meses 9 y 12 (**Figura 1**).

Para realizar un análisis de acuerdo a la ubicación de la guía de electrodos en la cóclea, se agruparon los electrodos por rango de frecuencia estimulado. El primer grupo considera las frecuencias graves entre 250 Hz a 697 Hz, el segundo grupo las frecuencias entre 697 Hz a 1387 Hz, el tercer grupo las frecuencias entre 1387 Hz a 2762 Hz y el cuarto grupo las frecuencias más agudas entre 2762 Hz a 8700 Hz.

De acuerdo al momento Intraquirúrgico, se destacan los valores de impedancias más bajos de todos los momentos medidos, siendo el cuarto grupo (electrodos 13 al 16) el que posee el promedio de impedancia más alto  $5,97 \text{ K}\Omega$ .

De acuerdo al momento de activación, el primer grupo (electrodos 1 al 4) fue el que presentó los valores de impedancias más altos, con un promedio de  $9,28 \text{ K}\Omega$ , siendo el electrodo 3 el que presentó valores de media y desviación estándar más amplios ( $10,283 \pm 10,6338$ ). En el segundo grupo (electrodos 5 al 8) se observó la misma tendencia que el grupo anterior, presentando el electrodo 8 el promedio de impedancias más alto, así como mayor dispersión de los valores ( $9,426 \pm 7,0171$ ). En



**Figura 1.** Análisis comparativo de las impedancias de los 16 electrodos a lo largo del tiempo.

el tercer grupo (electrodos 9 al 12) los valores de impedancia tienden a disminuir, respecto de los dos grupos anteriores. Se destaca también que en este grupo el comportamiento de las impedancias es uniforme y con baja variabilidad. El último grupo (electrodos 13 al 16) se observa la misma tendencia, es decir, un incremento de los valores de las impedancias en la activación, con un valor promedio de impedancias de 7.92 KΩ. (Figura 2).

Se observa en los momentos evaluados (1mes, 3er mes, 6to, 9no y 12vo) un descenso en los valores de impedancias hasta el electrodo 12. En el cuarto grupo (electrodo 13 al 16) si bien existe un descenso significativo en comparación con el momento de la activación, los valores de impedancias aumentan, pero de forma no significativa. (Figura 2).

Según lo observado, los valores de impedancias más altos se encuentran en los elec-

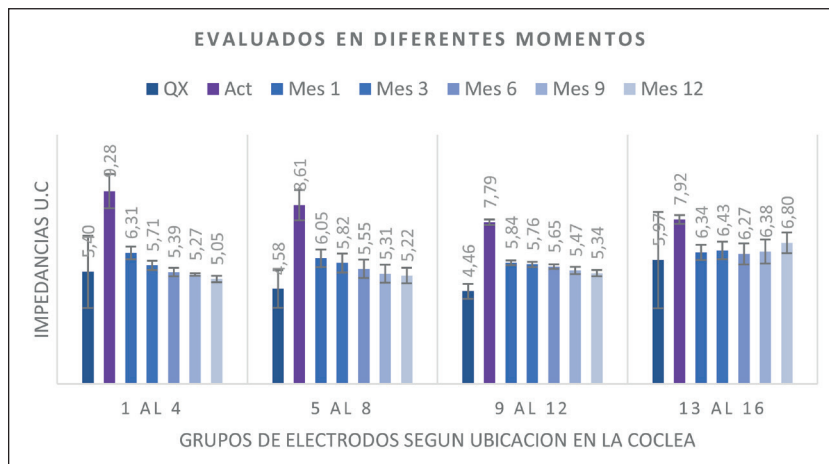


Figura 2. Valores de impedancia según grupo de electrodos.

Tabla 1. Diferencia absoluta temporal por electrodo

Electrodo	IQX-ACTIV	ACTIV-Mes 1	Mes 1-3	Mes 3-6	Mes 6-9	Mes 9-12
1	4,485	2,868	0,609	0,443	0,348	0,189
2	4,275	2,532	0,831	0,377	0,014	0,283
3	2,36	4,149	0,608	0,36	0,034	0,306
4	4,4	2,352	0,346	0,105	0,18	0,086
5	3,352	3,123	0,486	0,194	0,203	0,034
6	4,063	2,195	0,022	0,326	0,186	0,134
7	4,328	2,06	0,248	0,32	0,349	0,032
8	4,4	2,863	0,157	0,26	0,209	0,22
9	3,082	2,008	0,072	0,125	0,12	0,18
10	3,157	2,149	0,065	0,098	0,285	0,109
11	3,543	1,763	0,152	0,08	0,163	0,091
12	3,526	1,886	0,037	0,115	0,168	0,134
13	1,425	1,732	0,068	0,266	0,1	1,234
14	2,023	1,557	0,243	0,24	0,023	0,023
15	4,543	1,72	0,143	0,1	0,08	0,14
16	2,671	1,328	0,048	0,043	0,283	0,334

IQX: intraquirúrgico; ACTIV: activación.

ARTÍCULO DE INVESTIGACIÓN

trodos de la base de la cóclea (electrodos 13 al 16). En 6 de los 7 momentos medidos.

Para analizar con más detalle la tendencia de disminución de los valores de impedancia y su estabilización con el paso del tiempo se calculó la diferencia absoluta temporal. En la

Tabla 1 y Figura 3 se observa con claridad la disminución de las impedancias, observándose los valores más altos en el momento intraquirúrgico-activación y la disminución paulatina de los valores con el pasar de los meses. A partir de la diferencia absoluta temporal se obtuvie-

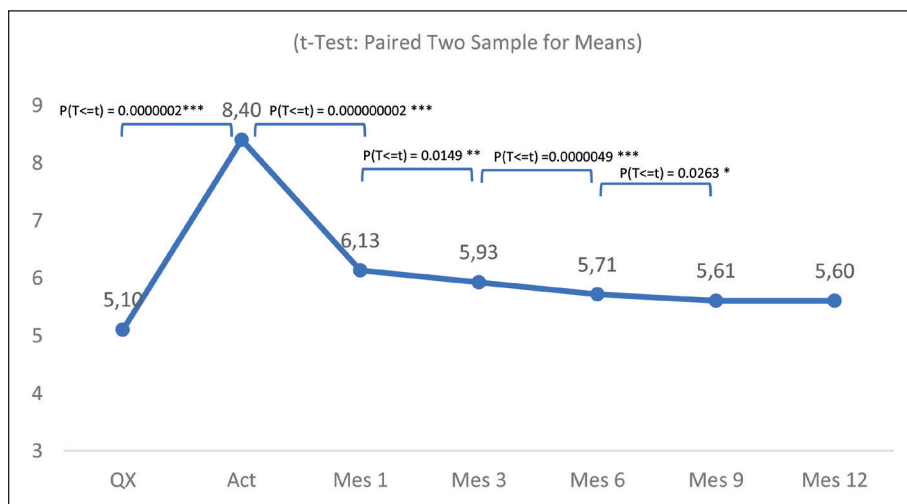


Figura 3. Promedio de impedancias según el momento de medición.

Tabla 2. Diferencias porcentuales por electrodo

Electrodo	IO-ACTIV	ACTIV-Mes 1	Mes 1-3	Mes 3-6	Mes 6-9	Mes 9-12
1	47,16	-43,17	-10,09	-7,92	-6,64	-3,74
2	47,45	-39,09	-14,72	-7,16	0,27	-5,66
3	22,95	-67,64	-11,00	-6,97	0,65	-6,25
4	52,83	-39,35	-6,14	-1,90	-3,37	-1,63
5	37,31	-53,29	-9,04	-3,75	-4,08	-0,69
6	52,18	-39,26	-0,40	-6,22	-3,68	-2,72
7	52,45	-33,27	-4,17	-5,69	-6,62	0,60
8	46,68	-43,62	-2,45	-4,23	-3,52	-3,85
9	38,86	-33,90	-1,23	-2,18	-2,14	-3,32
10	40,36	-37,87	-1,16	-1,78	-5,45	-2,13
11	46,56	-30,16	-2,67	-1,43	-2,99	-1,70
12	45,27	-31,95	-0,63	-2,00	-3,01	-2,46
13	-18,63	-29,58	-0,92	-4,76	1,76	17,84
14	25,66	-33,54	10,14	-3,79	-0,36	-0,37
15	56,69	-35,76	8,30	-1,58	1,25	2,14
16	32,83	-37,85	13,91	-0,63	3,99	4,49

El valor negativo (-) representa un decremento porcentual con respecto al valor de impedancia previo.

ron porcentajes de aumento y descenso según cada momento de la medición (Tabla 2).

Se calcularon intervalos de confianza para las proporciones a 95% de confiabilidad, a partir de los cuales se presenta de forma probabilística el comportamiento de las impedancias a lo largo del tiempo, de tal manera que, es posible establecer que con el paso del tiempo hay una disminución de los valores, indicando que se requiere de menor energía eléctrica y menor resistencia del electrodo para poder ejercer la acción fisiológica. Por otra parte, la estimación de los intervalos permite conocer la impedancia esperada, contenida dentro de los valores del intervalo, es decir, los cambios observados permiten establecer un porcentaje de impedancia con respecto al electrodo y el momento de medición.

## Discusión

Se observó que, de forma general, al momento de la medición intraquirúrgica se muestran los niveles de impedancia más bajos. Los valores de impedancia más altos se encontraron al momento de la activación, coincidiendo con lo publicado por Pallares (2018), pudiendo ser secundario a la inflamación y fibrosis posquirúrgica. De acuerdo con la evolución de los valores de impedancia, se destaca una disminución significativa a partir del primer mes y una estabilización de los valores de impedancia al 9no mes. Estos resultados son comparables a los obtenidos por Henkin (2006), donde la estabilización de las impedancias ocurre desde el 3er mes. En el presente estudio la disminución de impedancias continúa siendo significativa hasta el 9 mes.

Se obtuvieron valores de impedancias mayores en los electrodos de la base de la cóclea en comparación con los electrodos apicales, presentándose en todos los momentos evaluados salvo la activación. Esto coincide con lo observado en el estudio de Leone (2017) donde los resultados indican un aumento de las impedancias absolutas de los electrodos basales en comparación con los medios y apicales. La mayor proporción de tejido recién formado en la región basal, como se ha señalado en otros estudios, puede explicar este cuadro general. En el estudio de Jia (2017), se

describe que la fibrosis posoperatoria producida por el trauma mecánico inmediato causado por la inserción del electrodo está relacionada con valores mayores de impedancias. Esto explicaría por qué los valores de impedancias más elevados se observaron en los electrodos basales, mientras que los valores más bajos se observaron en los distales, alejados de los procesos fibróticos.

Dentro de los resultados obtenidos en el estudio se observa que los electrodos del primer grupo (electrodo 1 a 4) son los que tuvieron mayor diferencia absoluta y mayor desviación estándar entre el período intraquirúrgico-activación. Creemos que esto podría justificarse por el hecho de que estos son los electrodos que presentan mayor resistencia en el proceso de inserción, una vez que ingresan primero a la cóclea durante el acto quirúrgico y pudiendo presentar mayores restos de tejido en la superficie durante el período intraquirúrgico y reducirse posterior a una "limpieza" de la superficie de la guía de electrodos, secundaria a la estimulación eléctrica.

Se observa tendencia a la disminución de los valores en todos los electrodos a partir del mes 1 al 12, sin embargo, en el caso de los electrodos 13, 15 y 16, los cuales estimulan frecuencias agudas, se observan valores más altos en los meses 9 y 12, lo cual coincide con la investigación realizada por Konrad (2020) y otra realizada por Pallares (2020) en donde se observó únicamente en un grupo de pacientes de edades pediátricas, sin embargo, en nuestro estudio se observa este comportamiento en todas las edades. Según lo observado, los valores de impedancias más altos se encuentran en los electrodos de la base de la cóclea. Esto concuerda con lo presentado en el estudio de Saunders (2002), en el cual encontraron que las impedancias eran mayores en los electrodos basales que en los electrodos apicales.

Es importante describir que 30 sujetos eran usuarios de electrodo recto y 5 de electrodo precurvado, sin encontrar diferencias significativas por tipo de guía de electrodo, a pesar de que se conoce que no es posible realizar una comparación precisa de impedancias eléctricas entre guía de electrodos debido a que la superficie de los electrodos cambia de una guía de electrodos a otra<sup>6</sup>. En el estudio de Saunders (2002), se realiza un análisis de

las impedancias obtenidas en guías de electrodos rectas y perimodiolar, realizando una corrección en el cálculo de superficie de los electrodos para hacerlas comparables, donde no se encontraron diferencias significativas luego de normalizarlas.

En esta investigación se observa el comportamiento dinámico de las impedancias, de forma cualitativa y sobre todo de forma cuantitativa, lo cual es de suma importancia clínica, ya que al tener un valor estimado de aumento y descenso de los valores, en cada momento del seguimiento de los pacientes, nos permite detectar alguna alteración en el adecuado funcionamiento del implante coclear y/o sospechar de alguna complicación en nuestros pacientes, por ejemplo el indicio de algún proceso infeccioso, entre otros. Así mismo, en este estudio se evidencia que en los electrodos que estimulan frecuencias agudas será necesaria mayor energía eléctrica en comparación con los otros electrodos a lo largo del tiempo.

## Conclusión

En esta investigación se observó que los valores de impedancias de los 16 electrodos evaluados varían de acuerdo al momento de evaluación, obteniendo los valores más bajos en el momento intraquirúrgico, seguido de los valores más altos al momento de la activación. Luego existe una disminución paulatina de los valores de impedancias hasta el 9no mes.

Respecto del comportamiento de los electrodos según su agrupación en la cóclea, se observa un patrón similar desde el electrodo 1 al 12, en el que la dinámica de los valores de impedancias mantiene el valor más bajo al momento quirúrgico, el más alto al momento de la activación y una caída de las impedancias en los siguientes meses evaluados (1-3-6-9 y 12). El último grupo de electrodos (base de la cóclea), presenta un comportamiento diferente en los últimos meses mostrando impedancias que aumentan en comparación con los demás grupos de electrodos donde los valores de impedancias tienden a disminuir.

De acuerdo con el tipo de guía de electrodos, ambas guías (recta y perimodiolar) presentaron similares comportamientos de valores de impedancias, sin embargo, debemos

considerar que la muestra no fue homogénea respecto al tipo de electrodos utilizados.

Para futuras investigaciones, sería necesario estudiar otro grupo de pacientes usuarios de implante coclear, para poder unificar y estandarizar valores cuantitativos estimados de aumento y descenso en las impedancias, asimismo, sería de interés observar si este comportamiento se presenta en otras marcas de implantes cocleares. Sería interesante poder contar con una muestra homogénea de acuerdo con el tipo de electrodo para poder realizar una comparación más precisa y ya que los resultados encontrados concuerdan con la literatura, se podría investigar si la baja y posterior estabilización de los valores de impedancias está relacionada con el uso periódico del implante coclear, es decir a una constante estimulación eléctrica por parte de los electrodos.

## Bibliografía

1. Dorman MF, Smith LM, Dankowski K, McCandless G, Parkin JL. Long-Term Measures of Electrode Impedance and Auditory Thresholds for the Ineraid Cochlear Implant. *Journal of Speech, Language, and Hearing Research*. 1992;35(5):1126-30.
2. Massad N, Asal S, Sobhy O. Study of telemetry changes over time in children with a cochlear implant. *The Egyptian Journal of Otolaryngology*. 2018;34(3):198.
3. Di Lella FA, Parreño M, Fernandez F, Boccio CM, Ausili SA. Measuring the Electrical Status of the Bionic Ear. Re-thinking the Impedance in Cochlear Implants. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology* [Internet]. 2020 [cited 2022 Mar 14];8:568690. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/33072726/>
4. Thompson NJ, Dillon MT, Buss E, Park LR, Pillsbury HC, O'Connell BP, et al. Electrode Array Type and Its Impact on Impedance Fluctuations and Loss of Residual Hearing in Cochlear Implantation. *Otology & Neurotology*. 2020;41(2):186-91.
5. Di Lella FA, De Marco D, Fernández F, Parreño M, Boccio CM. In Vivo Real-time Remote Cochlear Implant Capacitive Impedance Measurements: A Glimpse Into the Implanted Inner Ear. *Otol Neurotol*. 2019;40(5S Suppl 1):S18-S22. doi: 10.1097/MAO.0000000000002214.
6. Parreño M, Di Lella FA, Fernandez F, Boccio CM, Ausili SA. Toward Self-Measures in Cochlear

- Implants: Daily and “Homemade” Impedance Assessment. *Frontiers in Digital Health*. 2020 Nov 9;2.
7. Jace Wolfe. Cochlear implants: audiologic management and considerations for implantable hearing devices. San Diego, Ca: *Plural Publishing, Inc*;2020
  8. Newbold C, Mergen S, Richarson R, Seligman P, Millard R, Cowan R, et al. Impedance changes in chronically implanted and stimulated cochlear implant electrodes. *Cochlear Implants Int*. 2014; 15:191-9.
  9. Konrad S, Framke T, Kludt E, Büchner A, Lenarz T, Paasche G. Do Impedance Changes Correlate With a Delayed Hearing Loss After Hybrid L24 Implantation? *Ear and Hearing* [Internet]. 2020 Aug 3 [cited 2022 Mar 14];42(1):163-72. Available from: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/32769433/>
  10. Pallares M, Diamante V, Vuljanic F, Kanth Koka I. Medición Diaria de las Impedancias de los Electrodos Intracocleares desde la Cirugía hasta la Activación Inicial en Adultos y Niños Implantados Cocleares [Internet]. Available from: <http://faso.org.ar/revistas/2020/3/3.pdf>
  11. Velandia S, Martinez D, Goncalves S, Pena S, Bas E, Ein L, et al. Effect of age, electrode array, and time on cochlear implant impedances. *Cochlear Implants International* [Internet]. 2020 Nov 1 [cited 2022 Mar 14];21(6):344-52.
  12. Briggs R, O ‘Leary S, Birman C, Plant K, English R, Dawson P, Risi F, Gavrilis J, Needham K, Cowan R. Comparison of electrode impedance measures between a dexamethasone-eluting and standard Cochlear™ Contour Advance® electrode in adult cochlear implant recipients. *Hear Res*. 2020;390:107924. doi: 10.1016/j.heares.2020.107924.
  13. Leone CA, Mosca F, Grassia R. Temporal changes in impedance of implanted adults for various cochlear segments. *Acta Otorhinolaryngol Ital* [Internet]. 2017;37(4):312-9. doi: 10.14639/0392-100X-1471
  14. Jia H, Venail F, Piron J-P, Batrel C, Pelliccia P, Artières F, et al. Effect of surgical technique on electrode impedance after cochlear implantation. *Ann Otol Rhinol Laryngol* [Internet]. 2011;120(8):529-34. doi: 10.1177/000348941112000807