PERMANYER

Check for updates

ARTÍCULO ORIGINAL

Comportamiento de las impedancias eléctricas de los implantes cocleares desde el momento de la implantación hasta 12 meses posteriores a la cirugía

Behavior of the electrical impedances of cochlear implants from the moment of implantation until 12 months after surgery

Ileana S. Gutiérrez-Farfán[1], Ruth A. López-Gamboa[2], Ana L. Lino-González[3], María E. Mena-Ramírez[1] y Emilio Arch-Tirado[4]*

[1]Servicio de Audiología Pediátrica, Subdirección de Audiología, Foniatría y Patología de Lenguaje; [2]Servicio de Audiología Adultos, Subdirección de Audiología, Foniatría y Patología de Lenguaje; [3]Subdirección de Investigación Biomédica, División de Neurociencias Clínicas, Instituto Nacional de Rehabilitación Luis Guillermo Ibarra Ibarra, Secretaría de Salud; [4]Centro Neurológico, Centro Médico ABC Santa Fe. Ciudad de México, México

Resumen

Antecedentes: *El implante coclear 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 un gran rango frecuencial audible.* **Objetivo:** *Describir el comportamiento de las impedancias eléctricas de los implantes cocleares desde el momento de la implantación hasta 12 meses posteriores a la cirugía.* **Método:** *Estudio retrospectivo, descriptivo y analítico. Obtención y análisis de las impedancias eléctricas de los pacientes, durante la cirugía, activación hasta el duodécimo mes. Se realizaron pruebas de estadística descriptiva de las variables cuantitativas. Para las variables cualitativas se obtuvieron porcentajes y frecuencias.* **Resultados:** *Las impedancias más bajas se obtuvieron en la fase intraquirúrgica, las más altas durante la activación. Se observa tendencia a la disminución de los valores en casi todos los electrodos desde el mes 1 al 12, con excepción de los electrodos 11 y 12, que muestran un incremento en los valores de impedancia con el transcurso el tiempo. Así mismo se evidencia que en los electrodos que estimulan frecuencias agudas será necesaria mayor energía eléctrica.* **Conclusiones:** *Tener un valor estimado de aumento y descenso de los valores de impedancia en cada momento del seguimiento de los pacientes nos permite detectar alteraciones en el adecuado funcionamiento del implante coclear y/o sospechar de alguna complicación. Entre mayor edad tenga el paciente será necesaria mayor energía en frecuencias agudas.*

Palabras clave: *Implante coclear. Impedancias eléctricas. Guía de electrodos. Estimulación eléctrica.*

Abstract

Background: *The cochlear implant has proven to be the first prosthesis capable of restoring a sense organ, allowing patients with severe to profound sensorineural hearing loss to obtain hearing thresholds in the acoustic components of speech and a large audible frequency range.* **Objective:** *To describe the behavior of the electrical impedances of cochlear implants from the time of implantation to 12 months after surgery.* **Method:** *Retrospective, descriptive and analytical study. The electrical impedances of the patients were obtained and analyzed, during surgery, and activation up to the twelfth month. Descriptive statistical tests were performed for quantitative variables. For qualitative variables, percentages and frequencies were obtained.*

***Correspondencia:**
Ruth A. López-Gamboa
E-mail: dra.rlopezgamboa@gmail.com

Fecha de recepción: 05-06-2024
Fecha de aceptación: 11-06-2024
DOI: 10.24875/AMH.M24000080

Disponible en internet: 02-09-2024
An Med ABC. 2024;69(3):186-194
www.analesmedicosabc.com

0185-3252 / © 2024 Asociación Médica del Centro Médico ABC. Publicado por Permanyer. Este es un artículo open access bajo la licencia CC BY-NC-ND (http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/).

Results: *The lowest impedances were obtained in the surgery, the highest during activation. A tendency to decrease values was observed in almost all electrodes from month 1 to 12, except for electrodes 11 and 12, which show an increase in impedance values over time. Likewise, it is evident that in the electrodes that stimulate acute frequencies more electrical energy will be necessary.* **Conclusions:** *Having an estimated value of increase and decrease of the impedance values, at each moment of the patients' follow-up, allows us to detect alterations in the adequate functioning of the cochlear implant and/or to suspect any complication. The older patient needs more energy in acute frequencies.*

Keywords: *Cochlear implant. Electrical impedances. Electrode array. Electrical stimulation.*

Introducción

El implante coclear es un dispositivo electrónico que se implanta 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 un gran rango frecuencial audible.

Para poder realizar dicha estimulación es necesaria la energía suficiente para generar un potencial de acción en el nervio auditivo. Dicha energía se suministra a través de los electrodos dentro del oído interno, separados solo por un pequeño espacio, denominado interfaz electro-neural[1]. Esta energía se enviará de forma eléctrica, por lo que será necesario evaluar la funcionalidad del implante coclear, esto se logra gracias al *software* diseñado por cada marca comercial de implantes cocleares. El *software* ofrece la posibilidad de medir impedancias de los electrodos del implante coclear dentro de la cóclea.

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[2], nos informan 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 microamperios) 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 la interfaz electrodo-neural, y a que el electrodo terminal es una pequeña superficie de platino-iridio, fenómenos electroquímicos (electrólisis) se generan rápidamente disolviendo el metal en la perilinfa del oído. Entonces una cantidad idéntica de energía, pero con una dirección de corriente opuesta, es suministrada por el implante en el instante siguiente, conformando lo que se denomina pulso isodifásico eléctricamente equilibrado[3].

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 el valor de impedancia clínica que se muestra en el *software* de cada compañía en referencia a cada electrodo en particular[4].

El uso clínico de la valoración de la impedancia es importante, 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, o que esté enrollado en la cavidad mastoidea o incluso que estos 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[5].

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[6].

En los implantes cocleares de 12 electrodos se utiliza el *software* llamado MAESTRO. Las impedancias se miden en los 12 electrodos intracocleares en relación con el electrodo de referencia. La telemetría de campo de impedancia (IFT) también permite medir la distribución de voltaje en todos los electrodos intracocleares cuando se estimula un electrodo activo. Estas mediciones IFT aseguran que el dispositivo funcione correctamente y pueden guiar o influir en las opciones de programación. Los resultados de impedancia de los 12

contactos de electrodos intracocleares y un contacto de electrodo de referencia se muestran en kiloohmios en la tabla IFT. La impedancia del electrodo de referencia se ve afectada por el tejido circundante, la conducción de corriente a través del medio extracoclear y el estado mecánico del electrodo[7].

Se ha reportado que el día de la activación es habitual encontrar valores muy superiores a los del día de la cirugía, sin embargo, una vez comenzada la estimulación generada por la activación, comenzarán nuevamente a descender para estabilizarse en los valores habituales encontrados en nuestros pacientes[8].

No es conocido el valor de impedancia estimado en cada momento de la medición, ya que estos valores se pueden modificar de manera transitoria o permanente por diversos factores, entre los cuales destacan infecciones del oído medio y/o infecciones posquirúrgicas, factores hormonales y 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 un mayor gasto de energía, con una menor duración de baterías del implante. Si los valores de impedancias aumentan a un nivel fuera de compliancia, 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, por lo que es indispensable conocer el comportamiento a lo largo del tiempo que tendrán. Esto tendrá impacto en el rendimiento del implante coclear y por consiguiente en el rendimiento auditivo de los pacientes usuarios.

Los objetivos del estudio son describir el comportamiento de las impedancias eléctricas de los implantes cocleares de 12 electrodos, desde el momento de la implantación hasta 12 meses posteriores a la cirugía y más específico, describir los cambios cuantitativos de las impedancias eléctricas a lo largo del tiempo, en el mismo implante en su diferente distribución tonotópica (basal, medial o apical). Describir la variación de las impedancias de acuerdo con el tipo de electrodo implantado, el sexo y edad de los pacientes. Establecer porcentajes estimados de aumento y descenso de la impedancia en cada momento de la medición.

Método

Tipo de estudio retrospectivo, descriptivo y analítico. Se incluyeron todos los pacientes usuarios de implante coclear de 12 electrodos, ambos sexos, implantados de forma unilateral o bilateral, edad de uno a 90 años, que contaron con registro de mediciones audiológicas en el *software* del dispositivo. Se eliminaron los pacientes con registro incompleto. Criterios de exclusión: pacientes que presentaron complicaciones durante la cirugía de implante coclear o infección postoperatoria asociada a la cirugía de implante coclear. Se trata de un estudio con muestreo censal, en donde 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 del 95% para las proporciones 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 v. 26. Se hizo la búsqueda de pacientes que cumplieron con criterios de inclusión mediante revisión de expedientes clínicos electrónicos de la base de datos institucional y posteriormente se obtuvo la información de telemetrías de impedancias por medio del *software* correspondiente a la marca comercial del implante coclear. Se tomaron los registros de los valores de impedancias eléctricas, desde el momento transquirúrgico, el día de la activación y en las citas subsecuentes mensuales durante el primer año de uso.

Resultados

Participaron 21 pacientes, 12 (57.1%) hombres y 9 (42.9%) mujeres, con una media de edad de 12.5 ± 13.8 años, con una edad mínima de 5 y máxima de 56, rango de 51 años.

Tabla 1. Estadística descriptiva de impedancias en el transcurso del tiempo de todos los pacientes con implante coclear MED-EL

Electrodo	Intraquirúrgico	Activación	Mes 1	Mes 3	Mes 6	Mes 9	Mes 12
	Media ± DE	Media ± DE	Media ± DE	Media ± DE	Media ± DE	Media ± DE	Media ± DE
1	6.859 ± 1.9646	9.664 ± 2.3308	9.417 ± 2.6373	8.891 ± 2.6394	8.293 ± 2.4366	7.692 ± 2.2118	7.288 ± 1.7872
2	5.330 ± 1.4998	8.579 ± 2.0037	8.563 ± 2.2883	8.297 ± 2.5649	8.105 ± 2.5498	7.644 ± 2.4695	7.371 ± 2.4437
3	4.902 ± 1.3185	7.955 ± 2.0135	7.508 ± 2.1250	7.001 ± 2.2703	6.911 ± 2.2309	6.324 ± 2.1671	6.230 ± 2.1477
4	4.416 ± 1.5961	7.370 ± 1.9312	6.820 ± 1.8903	6.411 ± 1.9309	6.296 ± 1.7362	5.924 ± 1.7525	5.743 ± 1.5519
5	4.406 ± 1.2143	7.225 ± 2.1747	6.442 ± 2.1084	5.993 ± 2.1344	6.232 ± 2.7023	5.810 ± 2.3440	5.569 ± 2.1179
6	3.782 ± 0.9953	6.077 ± 1.1473	5.479 ± 0.8492	5.138 ± 0.9873	5.049 ± 1.0902	4.749 ± 1.1453	4.698 ± 1.1710
7	4.590 ± 4.1894	6.120 ± 1.2669	5.728 ± 1.1550	5.459 ± 1.1992	5.433 ± 1.4179	5.229 ± 1.8076	5.219 ± 1.7237
8	3.966 ± 0.9199	6.190 ± 1.4218	5.989 ± 1.5618	5.686 ± 1.6625	6.390 ± 4.4778	6.212 ± 4.6502	5.451 ± 2.0171
9	4.291 ± 1.3313	6.421 ± 1.6912	6.278 ± 1.5073	5.976 ± 1.4886	6.024 ± 1.7655	5.787 ± 1.8957	5.701 ± 1.9074
10	4.724 ± 4.1715	6.435 ± 1.6168	6.387 ± 1.8171	6.276 ± 2.1547	6.454 ± 2.6137	6.290 ± 2.6016	6.435 ± 2.7780
11	4.702 ± 4.1794	6.627 ± 1.6532	6.835 ± 1.7381	7.082 ± 2.1100	7.168 ± 2.4908	7.061 ± 3.0843	7.274 ± 3.2232
12	4.693 ± 4.1468	6.993 ± 1.8811	7.666 ± 1.6879	8.166 ± 1.9770	8.347 ± 2.0766	8.409 ± 2.3150	8.635 ± 2.4843

DE: desviación estándar.

Se observó que durante el proceso intraquirúrgico todos los electrodos presentaron valores de impedancia con los promedios más bajos en comparación con los otros momentos de medición (Tabla 1), en su caso la media de impedancia más alta se encontró en el electrodo 1 (6.859) y las más bajas en los electrodos 6 (3.782) y 8 (3.966). En la activación en comparación con los otros momentos de medición, se encontraron los promedios de impedancia más altos en la mayoría de los electrodos. De la activación al mes 12 se observó una tendencia de disminución de los valores en los electrodos 1 a 7, de variación de los valores (disminución, aumento y disminución) en los electrodos 8 y 9 y de incremento de los valores de los electrodos 10 al 12 (Fig. 1).

Se agruparon los electrodos considerando el rango de frecuencia que fue estimulado por electrodo, que en el caso del electrodo 1 al 3 y de acuerdo con su ubicación en la cóclea se encontraban estimulando frecuencias de 70 a 469 Hz, encontrando que los electrodos 1 y 2 presentan los valores de media más altos. Se observó en el grupo de electrodos 4 a 6 que de acuerdo con su ubicación en la cóclea se encuentran estimulando las frecuencias de 469 a 1,368 Hz, observándose la misma tendencia que el grupo anterior (promedios de impedancia más altos en el momento de la activación), en el caso de este grupo los electrodos 4 y 5 presentaron los promedios más altos con tendencia a disminución con el paso del tiempo. En el grupo de los electrodos 7 a 9 y de acuerdo con su ubicación en la cóclea se encuentran estimulando las frecuencias entre 1,368 a 3,475 Hz, se observaron los valores de la media más altos durante la activación, también se destaca que los electrodos 8 y 9 presentaron mayor variabilidad con el paso del tiempo en comparación con el electrodo 7, que mantuvo una tendencia a la baja de los valores de impedancia. En el grupo de electrodos 10 a 12 y de acuerdo con su ubicación en la cóclea se encuentran estimulando las frecuencias más agudas, 3,475 a 8,500 Hz, los electrodos 11 y 12 mostrando un incremento en los valores de impedancia con el transcurso el tiempo y en donde los valores al momento de activación no fueron los más altos, como lo fue en el caso de los grupos anteriores. El electrodo 10 mostró el comportamiento más estable.

Para analizar con más detalle el comportamiento de los valores de impedancia con el paso del tiempo se calculó la diferencia absoluta temporal y las diferencias porcentuales por electrodo. Se observa con claridad la disminución de las impedancias a partir del momento activación-mes 1, excepto en los electrodos 8, 11 y 12, que muestran un incremento en el valor de la media (Tablas 2 y 3) (Fig. 2).

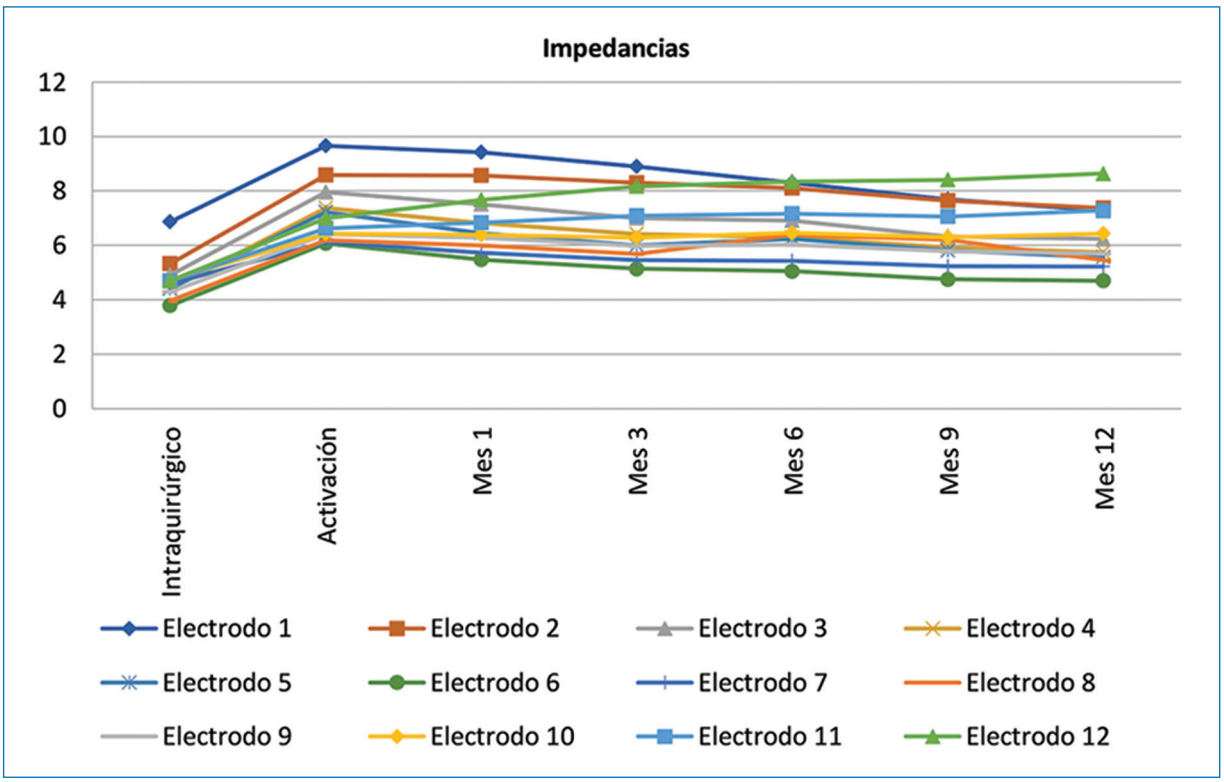

Figura 1. Se observa el comportamiento de cada uno de los 12 electrodos en cada momento de la medición. De la activación al mes 12 se observa una tendencia de disminución de los valores en los electrodos 1 a 7, de variación de los valores (disminución, aumento y disminución) en los electrodos 8 y 9 y de incremento de los valores de los electrodos 10 al 12.

Tabla 2. Diferencia absoluta temporal por electrodo

Electrodo	IQX-ACTIV	ACTIV-Mes 1	Mes 1-3	Mes 3-6	Mes 6-9	Mes 9-12
1	2.805	0.247	0.526	0.598	0.601	0.404
2	3.249	0.016	0.266	0.192	0.461	0.273
3	3.053	0.447	0.507	0.09	0.587	0.094
4	2.954	0.55	0.409	0.115	0.372	0.181
5	2.819	0.783	0.449	0.239	0.422	0.241
6	2.295	0.598	0.341	0.089	0.3	0.051
7	1.53	0.392	0.269	0.026	0.204	0.01
8	2.224	0.201	0.303	0.704	0.178	0.761
9	2.13	0.143	0.302	0.048	0.237	0.086
10	1.711	0.048	0.111	0.178	0.164	0.145
11	1.925	0.208	0.247	0.086	0.107	0.213
12	2.3	0.673	0.5	0.181	0.062	0.226

IQX: intraquirúrgico; ACTIV: activación.

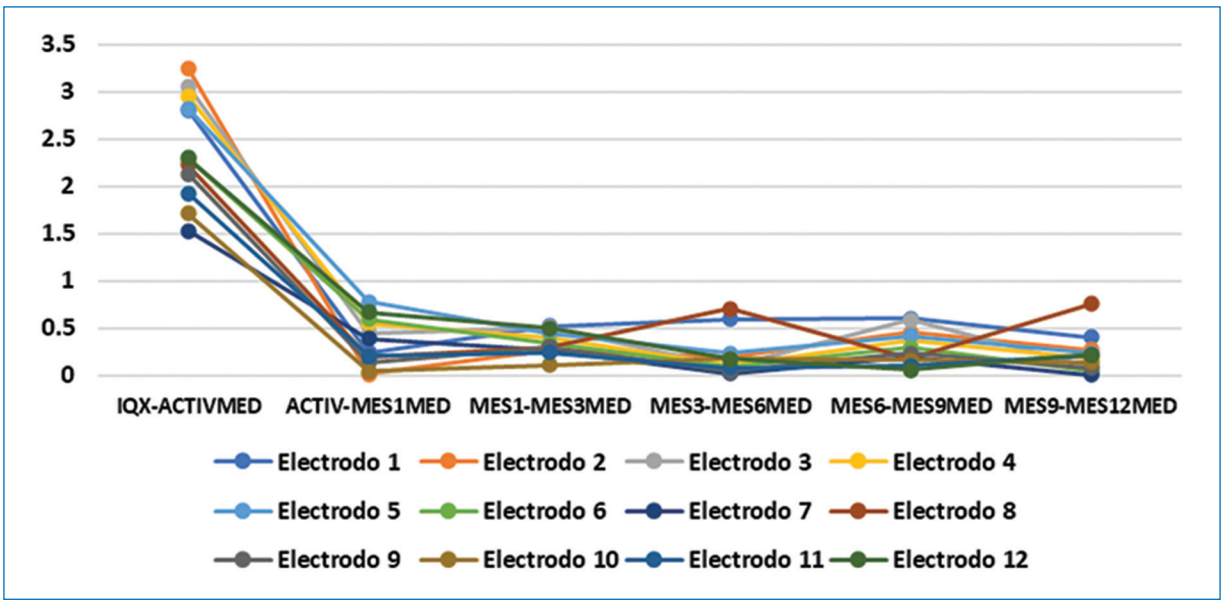

Figura 2. Comportamiento de los valores de impedancia con el paso del tiempo. Se calculó la diferencia absoluta temporal, observando la disminución de las impedancias a partir del momento activación-mes 1, excepto en los electrodos 8, 11 y 12 que muestran un incremento en el valor de la media.

Tabla 3. Diferencias porcentuales por electrodo

Electrodo	IQX-ACTIV	ACTIV-Mes 1	Mes 1-3	Mes 3-6	Mes 6-9	Mes 9-12
1	30.374	–3.764	–5.101	–7.297	–7.627	–4.919
2	38.325	–1.221	–2.870	–2.655	–5.707	–3.200
3	38.055	–7.818	–5.958	–1.133	–7.845	–1.575
4	41.407	–11.580	–4.375	–2.123	–5.960	–2.619
5	38.814	–11.605	–7.635	2.976	–6.441	–3.705
6	35.324	–8.004	–6.162	–1.554	–6.201	–0.660
7	25.052	–5.721	–4.515	–0.737	–3.134	–0.167
8	33.169	–1.332	–4.944	9.229	–2.670	–11.027
9	31.898	–0.124	–4.133	0.610	–4.459	–0.709
10	26.735	1.414	–1.889	2.492	–1.814	2.298
11	27.337	7.680	–0.628	4.864	–6.393	–2.039
12	30.294	12.195	7.001	4.594	1.294	–5.425
Global	33.250	–1.962	–2.985	0.813	–4.534	–2.904

*El signo negativo (–) representa disminución en el porcentaje con respecto al valor anterior.
IQX: intraquirúrgico; ACTIV: activación.

Se calcularon intervalos de confianza del 95% para las proporciones, a partir de los cuales se presentó la siguiente propuesta relacionada con el comportamiento de las proporciones calculadas a partir de la diferencia absoluta temporal de las impedancias por electrodo a lo largo del tiempo. La tabla 4 muestra de forma probabilística el comportamiento de las impedancias a lo largo del tiempo, de tal manera que es posible

Tabla 4. Intervalos de confianza para la proporción de electrodos a lo largo del tiempo

Electrodo	IQX-ACTIV	ACTIV-Mes 1	Mes 1-3	Mes 3-6	Mes 6-9	Mes 9-12
1	(0.0837 < p < 0.4963)	(0 < p < 0.094)	(0 < p < 0.157)	(0 < p < 0.1792)	(0 < p < 0.1879)	(0 < p < 0.1519)
2	(0.1576 < p < 0.5964)	(0 < p < 0.0204)	(0 < p < 0.109)	(0 < p < 0.0889)	(0 < p < 0.1728)	(0 < p < 0.1184)
3	(0.1624 < p < 0.6036)	(0 < p < 0.1603)	(0 < p < 0.1792)	(0 < p < 0.0599)	(0 < p < 0.02091)	(0 < p < 0.0648)
4	(0.1775 < p < 0.6225)	(0 < p < 0.1918)	(0 < p < 0.1661)	(0 < p < 0.072)	(0 < p < 0.1651)	(0 < p < 0.105)
5	(0.1683 < p < 0.6117)	(0 < p < 0.2477)	(0 < p < 0.1831)	(0 < p < 0.1249)	(0 < p < 0.1792)	(0 < p < 0.1294)
6	(0.1574 < p < 0.5966)	(0 < p < 0.2331)	(0 < p < 0.1702)	(0 < p < 0.072)	(0 < p < 0.1651)	(0 < p < 0.0517)
7	(0.0533 < p < 0.4467)	(0 < p < 0.1743)	(0 < p < 0.1425)	(0 < p < 0.0342)	(0 < p < 0.1204)	(0 < p < 0.0204)
8	(0.1413 < p < 0.5767)	(0 < p < 0.11)	(0 < p < 0.1478)	(0 < p < 0.2514)	(0 < p < 0.0991)	(0 < p < 0.2709)
9	(0.01174 < p < 0.5446)	(0 < p < 0.0879)	(0 < p < 0.1435)	(0 < p < 0.044)	(0 < p < 0.1249)	(0 < p < 0.0648)
10	(0.065 < p < 0.465)	(0 < p < 0.043)	(0 < p < 0.0721)	(0 < p < 0.0991)	(0 < p < 0.094)	(0 < p < 0.0879)
11	(0.0837 < p < 0.4963)	(0 < p < 0.105)	(0 < p < 0.1147)	(0 < p < 0.0599)	(0 < p < 0.0648)	(0 < p < 0.104)
12	(0.1155 < p < 0.5405)	(0 < p < 0.2138)	(0 < p < 0.1692)	(0 < p < 0.0835)	(0 < p < 0.043)	(0 < p < 0.0981)

establecer que después del momento intraquirúrgico-activación hay una disminución de los valores, sin embargo se puede observar que esta es fluctuante. Esta disminución posterior al momento intraquirúrgico-activación muestra que se requiere 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.

Correlaciones: se construyeron gráficas de dispersión considerando la edad y cada uno de los valores de las impedancias obtenidas por electrodos desde el proceso intraquirúrgico hasta los 12 meses posteriores a la implantación encontrando una tendencia de correlación negativa entre la edad de los pacientes y los valores de las impedancias de los electrodos 6, 7, 8, 9, 10, 11, 12 durante la activación del implante, de tal manera que se realizó el cálculo de correlación de Pearson, encontrando correlación fuerte entre las variables. Sin embargo, al observar en las gráficas la presencia de datos atípicos se volvió a calcular el coeficiente de correlación previa eliminación de estos valores encontrando únicamente correlación positiva moderada entre la edad de los pacientes y la impedancia del electrodo 10 durante la activación del implante coclear (r: 0.49; $p < 0.05$). Con base en lo anterior podemos concluir que en el caso de los electrodos 6, 7, 8, 9, 11 y 12 no hay correlación debido a que los datos atípicos correspondientes a los pacientes con mayor edad interferían en el cálculo, excepto para el electrodo 10, que indica que a mayor edad de los pacientes mayor valor de la impedancia.

Discusión

Se observó que de forma general al momento de la medición intraquirúrgica, los niveles de impedancia son los más bajos. Los valores de impedancia más altos se encontraron al momento de la activación, coincidiendo con lo publicado por Palleres (2018)[9], pudiendo ser secundario a la inflamación y fibrosis posquirúrgica.

Se observó que los electrodos del primer grupo (electrodo 1 a 3) son los que tienen mayor diferencia absoluta y mayor desviación estándar entre el periodo intraquirúrgico-activación, sobre todo los electrodos 1 y 2, debido a que se presenta mayor resistencia en el proceso de inserción, recordando que estos son los electrodos que ingresan primero a la cóclea durante el acto quirúrgico y pudiendo presentar mayor restos de tejido en la superficie durante el periodo intraquirúrgico y reducirse posterior a la estimulación eléctrica de la guía de electrodos.

En relación con la 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 11 y 12, los cuales estimulan frecuencias agudas, se observó un comportamiento diferente al resto de los electrodos,

ya que los valores de impedancia no disminuyeron en el transcurso del tiempo; al contrario, presentaron mayor impedancia, lo cual coincide con la investigación realizada por Konrad (2020)[10] y otra realizada por Palleres (2020)[11] en donde se describieron valores más altos en los meses 9 y 12 en los electrodos que estimulan frecuencias agudas. Esto lo reportaron únicamente en un grupo de pacientes de edades pediátricas, sin embargo en nuestro estudio se observa este comportamiento en todas las edades.

Se obtuvo asociación que en los electrodos que estimulan frecuencias agudas, entre mayor edad, mayor valor de impedancia, difiriendo de lo reportado por Velandia (2020)[12], ya que ellos encontraron que los valores de las impedancias fueron mayores en los pacientes jóvenes en comparación con los pacientes mayores.

Se establecieron porcentajes por electrodo en cada momento de la medición, con un promedio de las impedancias de todos los electrodos: desde el momento intraquirúrgico al momento de la activación se observó un aumento del 33.25%, un descenso de los niveles desde la activación al primer mes posterior a la activación en promedio del 1.96%, descenso hacia el tercer mes del 2.985%, descenso del tercer mes hasta el sexto mes del 0.81%, del sexto mes al noveno mes descenso del 4.53% y del noveno mes hasta el duodécimo descenso del 2.90%.

Cuatro de los pacientes presentaron en los electrodos 11 y 12 valores atípicos, impedancias muy altas «circuito abierto», corroborando mediante tomografía computarizada que se encontraban fuera de la cóclea, esto probablemente secundario a la longitud de la cóclea de los pacientes y del electrodo que se utilizó, ya que en todos los pacientes se colocó flex 28, el cual tiene una longitud de rango de estimulación de 23.1 mm, diámetro en la base 0.8 mm y dimensiones en el ápex 0.5 x 0.4 mm. Esto nos reafirma la necesidad de que el audiólogo en conjunto con el otorrinolaringólogo haga una elección individualizada del electrodo que utilizarán en el paciente (valorar el uso de un electrodo más corto, ya sea flex 26 o flex 24 o el adecuado para cada paciente).

La marca de implante coclear de 12 electrodos cuenta con una opción llamada OTOPLAN, la cual es un *software* móvil creado por la empresa y diseñado para tabletas electrónicas, el cual ofrece reconstrucción 3D de las estructuras anatómicas principales, incluso el nervio facial, la cuerda del tímpano, la cadena de huesecillos y la espira basal de la cóclea, puede girar fácilmente los planos de la imagen para encontrar la vista oblicua ideal de la cóclea. La visibilidad óptima de la cóclea permite hacer mediciones más precisas y consistentes para mejorar la calidad quirúrgica y la selección de electrodos. Así mismo puede medir con precisión el diámetro y la altura de la cóclea. OTOPLAN calcula al instante la longitud del conducto coclear utilizando un preciso algoritmo[13], por lo que se sugiere utilizar esta herramienta prequirúrgica para dicha marca.

Conclusiones

En esta investigación se observa el comportamiento dinámico de las impedancias en pacientes usuarios de implante coclear 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 de impedancia 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.

Asimismo, 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, para una adecuada estimulación, y se hace notoria la importancia de individualizar la elección de la guía de electrodos, para evitar que queden extracocleares cierto número de electrodos, debido a la longitud del electrodo.

En investigaciones próximas se estudiará otro grupo de pacientes usuarios de implante coclear, para poder unificar y estandarizar valores cuantitativos estimados de aumento y descenso en las impedancias, así mismo sería de interés observar si este comportamiento se presenta en otros implantes cocleares con diferente número de electrodos.

Financiamiento

Los autores declaran no haber recibido financiamiento para este estudio.

Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener conflicto de intereses.

Responsabilidades éticas

Protección de personas y animales. Los autores declaran que los procedimientos seguidos se conformaron a las normas éticas del comité de experimentación

humana responsable y de acuerdo con la Asociación Médica Mundial y la Declaración de Helsinki.

Confidencialidad de los datos. Los autores declaran que han seguido los protocolos de su centro de trabajo sobre la publicación de datos de pacientes.

Derecho a la privacidad y consentimiento informado. Los autores han obtenido el consentimiento informado de los pacientes y/o sujetos referidos en el artículo. Aprobado por el comité de investigación y ética del Instituto Nacional de Rehabilitación; número de aprobación 20/22.

Uso de inteligencia artificial para generar textos. Los autores declaran que no han utilizado ningún tipo de inteligencia artificial generativa en la redacción de este manuscrito ni para la creación de figuras, gráficos, tablas o sus correspondientes pies o leyendas.

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. J Speech Hear Res. 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. Front Bioeng Biotechnol. 2020;8:568690.
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. Otol Neurol. 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 Neurol. 2019;40(5S Suppl 1):S18-S22.
6. Parreño M, Di Lella FA, Fernandez F, Boccio CM, Ausili SA. Toward self-measures in cochlear implants: daily and "homemade" impedance assessment. Front Digit Health. 2020;2:582562.
7. Wolfe J. Cochlear implants: audiologic management and considerations for implantable hearing devices. San Diego, Ca: Plural Publishing; 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. Pallares N, Diamante V, Rossi N, Cansler A. Measurements up to 6 months post surgery in electrode impedances and most confortable levels in pediatric patients [Internet]. CIC, Centro de Implantes Cocleares. Disponible en: https://www.cic-diamante.com.ar/congresos/2018-04.pdf
10. 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. 2020;42(1):163-72.
11. 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. FASO. 2020;27(3):19-25.
12. 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 Int. 2020;21(6):344-52.
13. Latam ME. Las guías de electrodos de los implantes cocleares MED-EL [Internet]. MED-EL, Medical Electronics; agosto 2021. Disponible en: https://blog.medel.pro/latam/las-guias-de-electrodos-de-los-implantes-cocleares-med-el