



TEÓRICO-EXPERIMENTAL

Influencia de la interferencia electromagnética sobre la señal del AUDIX V

Influence of the electromagnetic interference on the electroaudiometric signal of the AUDIX V

Yenisel Díaz Roller ¹, Iosvany Aguiar Ramos ², Janet Carvajal de la Osa ^{1, *}, Ignat Pérez Almirall ¹, Miguel Castro Fernández ¹, María Elena Martínez ³

¹ Universidad Tecnológica de la Habana, José A Echeverría, CUJAE, La Habana, Cuba.

² Centro de biomateriales (BIOMAT), Universidad de la Habana, La Habana, Cuba.

³ Universidad pública de Navarra, Navarra, España.

*Autor de correspondencia: janetco@automatica.cujae.edu.cu

Recibido: 4 de enero de 2022

Aprobado: 28 de marzo de 2022

Licencia de uso y distribución Creative Commons Reconocimiento-No Comercial 4.0 Internacional



RESUMEN/ABSTRACT

La red eléctrica es una de las fuentes de interferencia electromagnética menos detectadas, pero provoca efectos adversos sobre el equipo médico que se encuentre en su radio de acción. El objetivo de este trabajo es analizar el efecto del campo magnético sobre la señal emitida por el equipo Audix V. Se utilizó un generador de campo magnético, un gaussímetro, un simulador de señales y un equipo Audix. La investigación se llevó a cabo, siguiendo una metodología desarrollada a partir de diferentes métodos encontrados en la literatura. Se obtuvieron capturas de pantalla de las señales emitidas por el Audix V con influencia visible en los parámetros que lo caracterizan al aplicar valores de campo incluso por debajo de los 3,77 μT permitidos por la IEC. Se concluyó que puede haber error en el diagnóstico debido a la deformación que provoca el campo electromagnético sobre las características de la señal.

Palabras clave: Campos electromagnéticos; equipo Audix V; interferencia, señal electroaudiométrica.

The electrical network is one of the least detected sources of electromagnetic interference, but it causes adverse effects on the medical equipment that is in its radius of action. The objective of this work is to analyze the effect of the magnetic field on the signal emitted by the Audix V equipment. A magnetic field generator, a gaussmeter, a signal simulator and an Audix equipment were transmitted. The research was carried out, following a methodology developed from different methods found in the literature. Screenshots of the signals emitted by the Audix V with visible influence on the parameters that characterize it were obtained by applying field values even below the 3.77 μT allowed by the IEC. It was concluded that there may be an error in the diagnosis due to the deformation caused by the electromagnetic field on the characteristics of the signal.

Keywords: Audix V equipment; Electromagnetic fields, electroaudiometric signal, interference.

INTRODUCCIÓN

La compatibilidad electromagnética es precisamente la capacidad de un equipo eléctrico de no interferir sobre otro o de no ser interferido por otro durante su funcionamiento [1]. El campo magnético irradiado de las líneas de alta tensión (AT) puede afectar el funcionamiento de equipos cercanos a la misma. Por ejemplo, cuando un auto pasa por debajo de una línea aérea de AT con alto nivel de corona, el radio es afectado y similarmente pasa con la recepción de audio y televisión en las casas que están ubicadas cerca de estas líneas[2].

Cómo citar este artículo:

Yenisel Díaz Roller, *et al.* Influencia de la interferencia electromagnética sobre la señal del AUDIX V.

2022, vol. 43, n. 2, mayo/agosto. ISSN:1815-5901.

Sitio de la revista: <http://rie.cujae.edu.cu/index.php/RIE>

Si se ubica este escenario en los hospitales, en muchas ocasiones no se tiene idea de que, en el área donde se encuentra situado el equipo médico utilizado, existe una fuente de campo magnético. Este fenómeno se detectó primeramente sobre equipos implantables como los marcapasos [3-5], y en desfibriladores automáticos [6, 7]. En estos últimos se observó cómo influía el campo magnético externo, provocando arritmias y otras afectaciones en ocasiones irreversibles. También en equipos de signos vitales y ventilación asistida portadores de alarmas sonoras [8], donde estas se disparaban sin razón aparente o exponían las variables fisiológicas sin problemas, cuando los había o viceversa. Más recientemente fue estudiado por Febles y su equipo [9], en el campo de la neurofisiología, determinando en todos los casos que, para disminuir este efecto se aleja el equipo de la fuente que emana el campo, lo que hace menor el alcance de la radiación que tiende a desaparecer. Lo cual también ha sido verificado en los estudios que ha realizado el Centro de Investigaciones y Pruebas Electroenergéticas (CIPEL) en las líneas y subestaciones del sistema eléctrico cubano [10], y en mediciones realizadas en oficinas o centros de cómputo [2], y áreas residenciales en Cuba [11].

Al adquirir una señal de neurofisiología debe tenerse en cuenta que proviene de parámetros electrofisiológicos y se capta a través de biosensores, por lo que resulta muy susceptible al ruido de cualquier tipo [12]. Al captarla y visualizarla existen tres supuestos básicos a tener en cuenta: que la señal y el ruido se sumen linealmente en cada segmento, que la respuesta o señal permanezca constante en su amplitud y fase de una repetición a otra del estímulo y, que la actividad considerada como ruido, no esté correlacionada con el estímulo y sea lo suficientemente variable para ser considerada aleatoria; tendiendo así a cero [13, 14]. Por otra parte, se debe tener en cuenta que la conducción radiada es un fenómeno que no se observa a simple vista y sí solamente, en forma de ruido electromagnético. También, que la banda de frecuencia en la que trabajan los potenciales evocados se desplaza entre los 20 Hz y 2 kHz, por lo que el ruido que aportan los campos eléctricos y magnéticos de baja frecuencia se encuentra enmascarado dentro de este ancho de banda y solo puede atenuarse o aislarse con un filtro Notch.

En una sala de neurofisiología se realizan mediciones de los niveles de audición de las personas. El Audix V es un equipo de fabricación cubana. Este es utilizado como medio diagnóstico en casi todas las consultas de neurofisiología neonatal en el país [15]. El mismo realiza la evaluación de la audición de forma objetiva por medio de los potenciales evocados, que se obtienen cuando determinados sonidos activan el órgano sensorial de la audición, el nervio auditivo y la vía auditiva en su recorrido hasta la corteza cerebral, lo que lo hace susceptible al ruido externo [16]. Su prueba de compatibilidad electromagnética se realiza durante el proceso de validación de la técnica para su comercialización, siendo garantizada por el fabricante dentro del ciclo de vida útil del equipo [17, 18]. Es por este motivo que se recrean diferentes ambientes de trabajo electromagnético, de manera in vitro, para una sala de neurofisiología y se analiza la influencia del campo emitido sobre la señal diagnóstico aportada por el equipo médico Audix V objeto de estudio, como objetivo de este trabajo.

MATERIALES Y MÉTODOS

Materiales

Esta investigación se realizó en una cámara de sonido con una cabina de pruebas audiométricas, la que posee un campo magnético controlado de 0,05 μ T. Para verificar la aplicación del valor correcto de campo magnético al simulador y preamplificador se utilizó, un gaussímetro marca *EMDEX II* cuyas características se disponen en la tabla 1, [19]. El mismo posee tres bobinas localizadas al interior del medidor para registrar la densidad de campo magnético de cada eje (Bx, By, Bz). Esta magnitud es registrada por el microprocesador que calcula el campo magnético resultante, visualizando su valor.

Tabla 1. Gaussímetro EMDEX II. Características técnicas.

Características técnicas del gaussímetro EMDEX II	
Propósito de la medición : Medición de campos magnéticos	
Datos mostrados : Medición actual	Frecuencia: Ancho de banda : 40 Hz – 800 Hz
Rango: 0,1 mG - 3000 mG (0,01 μ T-300 μ T)	Harmonico: 100 Hz - 800 Hz
Resolución : 0.1 mG (0,01 μ T)	Tiempo máximo para tomar muestras: 1,5 segundos
Método de medición : RMS en tiempo real	Precisión típica : \pm 1% - 2%

Para simular la radiación del campo magnético en el ambiente de trabajo, se utilizó un generador de campo magnético, mostrado en la figura 1A, construido a partir de un transformador perteneciente a un televisor de tubo de rayos catódicos.



Fig.1. A: Generador de campo magnético construido a partir del transformador de televisor de tubo de rayos catódicos. B: Simulador de señales auditivas. C: Electroaudiómetro Audix V.

También se utilizó un simulador de señales auditivas de la marca *Intelligent Hearing Systems*, aportado para la realización del trabajo por el Centro de Neurociencias de Cuba (CNeuro), caracterizado en la tabla 2, [20] y un equipo *Audix V* de la firma Neuronica ambos mostrados en las figuras 2B y 2C respectivamente.

Tabla 2. Características del simulador.

Aspectos	Características
Tecnológicas	Incluye muñeco/a baby Isao™ , caja control y software
	Conexión de electrodos de acero inoxidable
	Puertos de canal auditivo de acero inoxidable durable
Anatómicas	Genera sonidos de llanto
	Mide aproximadamente: 38 cm × 16 cm × 10 cm
	Cabeza de 10 cm
	Dimensiones anatómicas se aproximan al típico recién nacido.

Métodos

Se tomaron valores máximos de campo magnético obtenidos en mediciones de trabajos anteriores, realizados por este equipo [21, 22], y se realizó una simulación in vitro de los mismos a través del generador de campo magnético, en la cámara de sonido, de la manera siguiente:

- Se colocaron el simulador y el preamplificador a una distancia del generador, de manera tal que recibieran el mismo valor de radiación magnética, el cual fue comprobado a través del gaussímetro como muestra la figura 2.
- Se procedió a aplicar el campo magnético sobre el simulador, amplificador y preamplificador del Audix V y se tomó la señal de salida que aparece en el monitor del mismo haciendo una captura de pantalla.
- Se realizó el estudio de los parámetros aportados por el equipo, a partir de los valores obtenidos en la pantalla de la computadora conectada al mismo.
- Se realizaron recomendaciones teniendo en cuenta los resultados logrados.



Fig. 2. Posición de cada equipo dentro del experimento para realizar la simulación.

RESULTADOS

La tabla 3, muestra los resultados del análisis estadístico propio del equipo y de los valores de las capturas de pantalla obtenidos al generar el mayor valor de campo magnético medido en una investigación anterior [21] y valores de campo magnético superiores al normado por la IEC (3,77 μT) [1], para ambiente magnético de trabajo de equipos médicos. Estas pruebas se realizaron en cinco repeticiones, tomándose los resultados más frecuentes.

Tabla 3. Resultados obtenidos en forma gráfica y numérica con la aplicación del campo magnético.

Valores de Inducción Magnética	Relación señal ruido aplicando campo magnético	Señal obtenida aplicando campo magnético	Valores numéricos		
			SDR	RNL	CCR
0,05 μT			15,71	0,25	0,99
3,6 μT			9,54	0,45	0,95
4,8 μT			5,61	0,7	0,94
7,1 μT			0,18	213,4	-0,94

*SDR –Cociente de desviación estándar, *RNL - relación señal ruido, *CCR- coeficiente de correlación

DISCUSIÓN

En la tabla 3, se relacionan tres conceptos importantes para la detección de enfermedades auditivas partiendo de un barrido de potenciales evocados auditivos de estado estable (PEAee). También se muestra su variación en relación a los niveles de campo magnético aplicados durante la investigación. En esta ocasión se analizó el coeficiente de correlación (CCR) obtenido para cada caso.

La señal electrofisiológica produce una respuesta al relacionar los umbrales, estableciendo una relación entre ambos. El CCR ofrece una aproximación entre estos, dejando ver que es algo menor para las frecuencias graves. Esto significa que los umbrales electrofisiológicos emulan más a los conductuales cuanto más aguda es la frecuencia, tomando como valor de correlación global alrededor de 0,94 [23]. Este valor, que ha sido reportado de manera global, es el fruto de resultados expuestos en algunas investigaciones como coeficiente de correlación correspondiente a la hipoacusia en niños y bebés [24-27].

Si se observa en la tabla 3, a medida que aumentan los niveles de campo magnético, los valores de correlación disminuyen acercándose al valor de 0,94. De igual manera los hemipromedios pierden su condición de linealidad y se hace mucho más ilegible cuando lo sobrepasa. Este tipo de audiometría es realizada por respuestas biológicas eléctricas. La situación ideal es que la sala de pruebas se encuentre aislada tanto de radiaciones acústicas como electromagnéticas, evitando la cercanía de cables conductores de electricidad en las inmediaciones. Esto tiene su principio en que el llamado ruido blanco actúa como enmascarante activando de forma continua y aleatoria determinadas zonas de la membrana basilar e impidiendo la reproducción del estímulo PEAee a este nivel. Este efecto enmascarante tiene más repercusión en las frecuencias graves donde el coeficiente de correlación es algo menor. Los potenciales evocados se generan a partir de las modificaciones que ocurren en la polarización de las membranas celulares del sistema nervioso y se deben, tanto a los potenciales de membrana en las neuronas, como a los potenciales de acción por la actividad sináptica [16, 28, 29].

En el equipo de PEAee, el promediador muestrea la actividad electroencefalográfica de forma sincrónica a la presentación del estímulo. Según Martínez Fernández *et al.* [30], la promediación de la señal biológica registrada y no deseada irá apareciendo en mayor o menor medida de forma aleatoria. De esta forma, si se somete a la señal biológica que interesa a un proceso de sumación, obtendremos mayor calidad en el registro de dicha señal y una disminución de la señal no deseada o ruido. Es decir, se aumenta el coeficiente señal/ruido (RNL). Esto sucederá hasta que las promediaciones realizadas lleguen a un límite donde la señal biológica pierde amplitud y se distorsiona linealmente, como se observa en los datos aportados, tanto numéricos, como gráficos. Lo anterior se debe a que no sobrepasan a las promediaciones, ni la amplitud ni el ruido de fondo.

En cuanto a si afecta o no el diagnóstico, se puede expresar que la posibilidad existe. Pues, al encontrarse el equipo bajo un campo electromagnético, un médico o técnico inexperto puede confundir los valores aportados por las estadísticas del programa y las señales visualizadas cometiendo errores. Esta afirmación se debe a que los valores de correlación tendientes a la hipoacusia y la desalineación de los hemipromedios se presentan incluso a niveles menores del normado por la IEC (3,77 μ T) como valor límite de trabajo para evitar interferencias, perdiendo las características y acercándose más a una señal reconocida como no sana.

RECOMENDACIONES

Se recomendó trenzar los cables de los electrodos para disminuir el efecto que crea el campo magnético y se obtuvieron los resultados que se muestran en las tablas 4 y 5.

Tabla 4. Relaciones de parámetros en la señal obtenida con los cables trenzados

Valores de radiación aplicados	SDR	RNL	CCR
0,05 μ T	15,1	0,25	0,99
3,6 μ T	13,29	0,30	0,99
4,8 μ T	11,79	0,34	0,99
7,1 μ T	5,4	0,71	0,95

Tabla 5. Señal que muestra el efecto del trenzado de los cables de los electrodos sobre la relación señal ruido y la señal diagnóstica al aplicar diferentes campos magnéticos

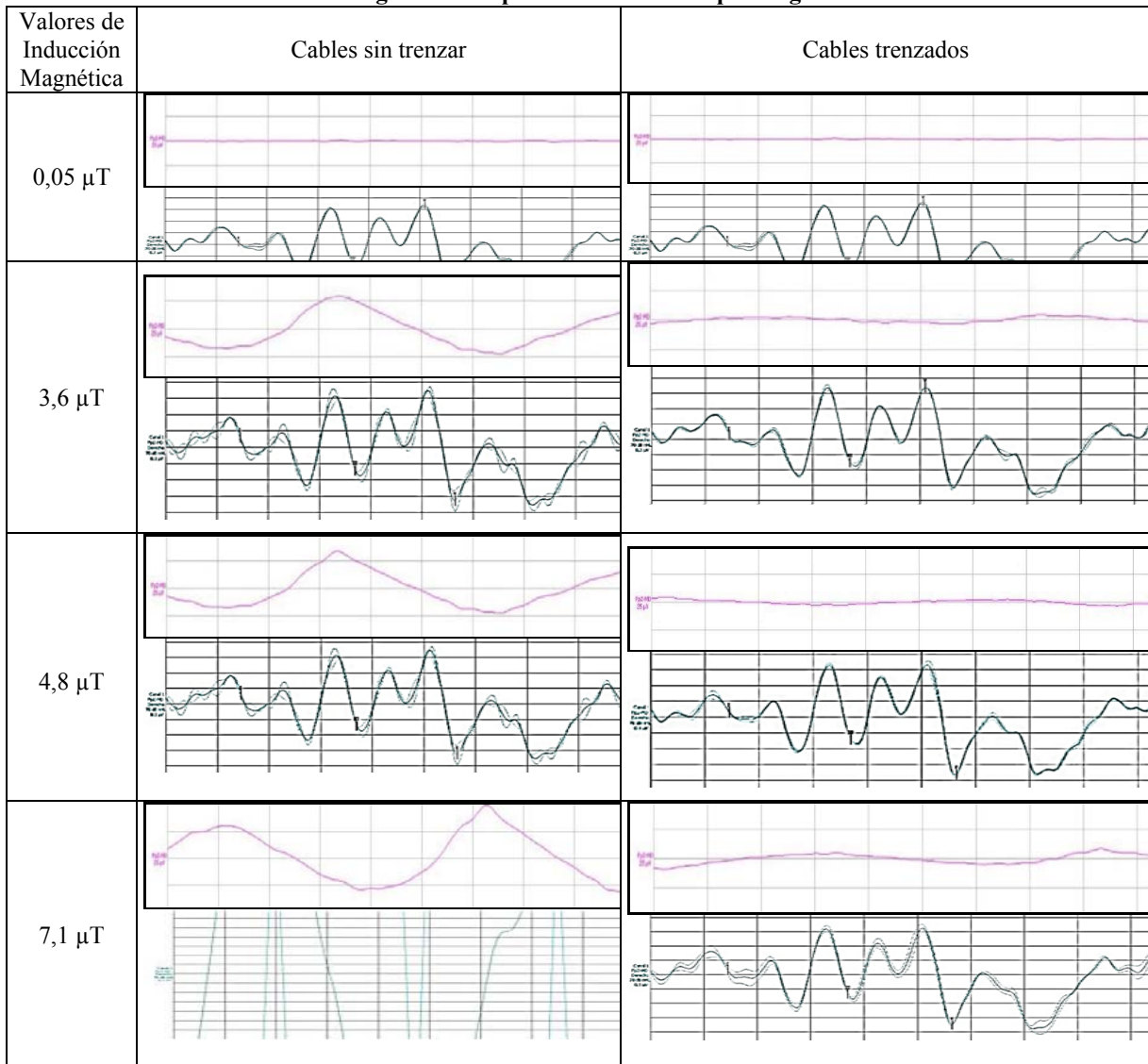


Tabla 6. Comparación entre el ruido residual con los cables trenzados y sin trenzar

Nivel de radiación aplicada	Ruido residual Cables sin trenzar	Ruido residual Cables trenzados
0,05 μT	0%	0%
3,6 μT	21,9%	16,7%
4,8 μT	64,3%	26,5%
7,1 μT	No se puede calcular	64,8%

Para el valor de radiación de 7,1 μT , la señal se ve afectada de manera notable en la condición de cables sin trenzar, donde no se puede apreciar la señal diagnóstica al aumentar considerablemente la amplitud de esta. Además, existe una inversión de fase en la relación señal-ruido debido a la afectación que provoca el campo magnético sobre ella. Sin embargo, para la condición de cables trenzados, la señal mejora considerablemente hasta un 64,8%, haciéndose evidente cuando la señal diagnóstica se hace medible, aunque los hemipromedios aun estén desalineados.

CONCLUSIONES

Se puede llegar a la conclusión que la interferencia causada por los campos electromagnéticos de baja frecuencia afecta la señal neurofisiológica aportada por el equipo Audix V, para niveles de radiación por debajo del límite fijado por la IEC.

Se concluye además que el grado de afectación llega a parámetros como la correlación, la relación señal ruido, la linealidad de los hemipromedios, la amplitud y la fase de la señal. Esto se corrobora observando los datos numéricos que ofrece el análisis estadístico que brinda el equipo en cada caso. Es por esto, que según la experiencia que posea el galeno o técnico en la interpretación de los valores numéricos y la señal que aporta el mismo en su monitor, pudiera existir un error en el diagnóstico.

Esta interferencia mejora notablemente cuando se trenzan los cables de los sensores, pasando de una correlación tendiente a la hipoacusia, a valores cuyo número es más confiable. Esta afirmación puede realizarse teniendo en cuenta que la investigación fue realizada con un simulador Baby Isao, el cual está diseñado para diferentes situaciones que se pudieran presentar con respecto a la audición, calificándolo según algunos autores como un simulador auditivo confiable [31]. Se recomienda ejecutar esta acción para cualquier equipo de neurofisiología cuyo tiempo de vida útil haya expirado o se encuentre en el límite.

REFERENCIAS

- [1] INTERNATIONAL STANDARD IEC (60601-1-2 © IEC: 2001+A1:2004(E)) 60601-1-2 Edition 2.1, 2004-11, "Medical electrical equipment – Part 1-2: General requirements for safety – Collateral standard: Electromagnetic compatibility – Requirements and tests", Copyright © IEC, 2004, Geneva, Switzerland p 19. Disponible en: https://webstore.iec.ch/p-preview/info_iec60601-1-2%7Bed2.1%7Den.pdf
- [2] FERNÁNDEZ, M. C., *et al.* "Campos electromagnéticos y salud: Exposición a CEM de baja frecuencia en oficinas y laboratorios de computación". Revista Energética, vol. 28, n. 2, 2007. ISSN: 0534-2608, p. 3–7. Disponible en: <https://rie.cujae.edu.cu/index.php/RIE/article/view/85>
- [3] MURATOREA C., *et al.* "Interferencia electromagnética de la telefonía celular sobre cardiodesfibriladores implantables", Rev Argent Cardiol vol. 66, n. 3, p. 317-320, 1998. Disponible en: <https://www.sac.org.ar/wp-content/uploads/2014/04/1154.pdf>
- [4] FERNÁNDEZ P., *et al.* "Interferencias electromagnéticas en pacientes con marcapasos y cardiodesfibriladores implantados", Rev Med Uruguay. vol 20, p 150-160, 2004. Disponible en: <http://www.scielo.edu.uy/pdf/rmu/v20n2/v20n2a10.pdf>
- [5] TIKKAJA M., *et al.* "Electromagnetic interference with cardiac pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators from low-frequency electromagnetic fields in vivo", Europace. vol. 15, n. 3, p. 388–394, 2013, doi:10.1093/europace/eus345. Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/23125355/>
- [6] TUR J. B. "Interferencias eléctricas y electromagnéticas en los marcapasos y desfibriladores automáticos implantables" Cuadernos de Estimulación Cardíaca, p. 25-37. Disponible en: <http://secardiologia.es/images/stories/secciones/estimulacion/cuadernos-estimulacion/03/interferencias-electricas-en-mp-y-dai.pdf>
- [7] ERDOGAN O., "Electromagnetic Interference on Pacemakers", Indian Pacing and Electrophysiology Journal, vol 2, n. 3, p 74-78, 2002, ISSN 0972-6292. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/6787231_Electromagnetic_Interference_on_Pacemakers
- [8] BOZEC D., *et al.* "Electromagnetic Compatibility (EMC)", EBME, 2001. Disponible en: <http://www.ebme.co.uk/articles/clinical-engineering/29-electromagnetic-compatibility-emc>
- [9] FEBLES V., *et al.* "Eficacia del apantallamiento de una unidad de neurofisiología frente a interferencias electromagnéticas", II CONGRESO CONJUNTO SEFM-SEPR 10 al 13 de Mayo de 2011, Sevilla, España, Disponible en https://www.researchgate.net/profile/Silvia_De_Miguel_Bilbao/publication/236590846_Eficacia_del_apantallamiento_de_una_Unidad_de_Neurofisiologia_frente_a_interferencias_electromagneticas/links/5821a9c508ae40da2cb77ad5/Eficacia-del-apantallamiento-de-una-Unidad-de-Neurofisiologia-frente-a-interferencias-electromagneticas.pdf
- [10] Fernández, M. C., *et al.* "Medición de campos electromagnéticos en redes de distribución: experiencias en Cuba", Revista Energética en el vol. 28, n. 1, 2006. ISSN: 0534-2608. Disponible en: <https://rie.cujae.edu.cu/index.php/RIE/article/view/125>
- [11] Caracterización de los campos electromagnéticos en líneas y subestaciones de Cuba. Estudio preliminar de caso, Memorias de la Conferencia Internacional de Ingeniería Eléctrica, Santiago de Cuba, Cuba, Julio 2002, ISBN. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/266854246_Medicion_de_campos_electromagneticos_en_redes_de_distribucion_Experiencias_en_Cuba

- [12] AGUILERA M., "The current technological revolution applied to hearing aids. What's new and what is their contribution?", REV. MED. CLIN. CONDES, vol. 27, n. 6, p 767-775, 2016. Disponible en: https://www.researchgate.net/publication/311664050_LA_REVOLUCION_TECNOLOGICA_ACTUAL_APLICADA_A_LOS_AUDIFONOS_QUE_HAY_DE_NUEVO_Y_CUAL_ES_SU_APORTE
- [13] TORRES A., *et al.* "Caracterización de la relación señal/ruido de los potenciales evocados auditivos de estado estable durante la promediación", Revista CENIC Ciencias Biológicas, vol. 35, n. 3, p 191-96, 2004, Disponible en <https://www.redalyc.org/pdf/1812/181225915009.pdf>.
- [14] BARAJAS J. L., F. Zenker and R. Fernández, "Potenciales Evocados Auditivos", en Tratado de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello, 2007 p. 1133-1155, Disponible en https://www.researchgate.net/publication/256237806_Potenciales_Evocados_Auditivos
- [15] TORRES A., *et al.* "Nueva versión en Windows del sistema AUDIX para la evaluación objetiva de la audición", Auditio: Revista Electrónica de Audiología, vol. 2, 2003, Disponible en: <https://www.researchgate.net>
- [16] TORRES L. M., G.G. Pardo, J.L. Muñiz and M.E. Pastor, "Propuesta metodológica para implementar el uso de la electroaudiometría en salud ocupacional con el equipo Audix", Revista Cubana de Salud y Trabajo vol. 18, n. 2, p 60-64, 2017, Disponible en: <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=76879>
- [17] SALAZAR A. J., D.K. Cuervo, "Test Protocol for Electrical Safety in Electrical Medical Equipment: Case Study for Telemedicine Equipment", Rev. Fac. Ing. Univ. Antioquia, n. 65, p. 33-45, 2012, Disponible en http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0121-49932013000100005
- [18] LLAMOS A L. E, V. Díaz, D. Cardona, "Medición y Certificación de Niveles de Intensidad de Campos Electromagnéticos No Ionizantes en Ambientes Clínico Hospitalarios", Scientia et Technica, vol. 20, n. 4, 2015, ISSN 0122-1701, Disponible en: <https://revistas.utp.edu.co/index.php/revistaciencia/article/view/9791>
- [19] Direct Industry by Virtual expo Group, Aparato de medición de campo magnético EMDEX II. [consultado en enero 2018]. Disponible en <https://www.directindustry.es/prod/emdex-llc/product-198610-1982730.html>
- [20] Intelligent Hearing Systems, ABR/OAE Simulator Training tool for students and system operators. [Consultado en enero 2018]. <http://www.ihsys.com/site/Simulator.asp?tab=5>
- [21] AGUIAR I., Y. Díaz, I. Pérez, M. Castro and J. Carvajal, "Caracterización de la interferencia electromagnética en una sala de neurofisiología", Ingeniería Energética, vol. 41, n.3, septiembre/diciembre, e2908, 2020, ISSN 1815-5901, <http://rie.cujae.edu.cu/index.php/RIE>
- [22] CARVAJAL J., J. Santana, M. Herrera, A. Sánchez and I. Pérez. "Campo magnético ambiental en una Unidad de Terapia Intensiva Neonatal. Importancia de su verificación", Arch Argent Pediatr vol.118, n. 3, p e246-e251, ISSN-0325-0075. Disponible en: <http://dx.doi.org/10.5546/aap.2020.xx>
- [23] MARTÍNEZ P., F. J. García and E. La torre, "Exploración objetiva de la audición. Audiología", En: Potenciales Evocados Auditivos De Estado Estable, Edición CYAN, España, Proyectos Editoriales S.A; 2014. p. 171-181, ISBN: 978-84-8198-905-2, Disponible en: https://www.google.com/url?sa=t&rct=j&q=&esrc=s&source=web&cd=&cad=rja&uact=8&ved=2ahUKewjWr-e-7n3AhXuoWoFHQmcAzsQFnoECAoQAO&url=https%3A%2F%2Fseorl.net%2Fwp-content%2Fuploads%2F2015%2F05%2FFPONENCIA-OFICIAL-2014.pdf&usq=AOvVaw31b4FRN7IR_a0Zny59QIDw
- [24] RANCE G., *et al.* "Hearing threshold estimation in infants using auditory steady-state responses", J Am Acad Audiol. vol.16, n. 5, p 291-300, Disponible en https://www.paho.org/cub/index.php?option=com_docman&view=download&category_slug=centro-de-neurociencias&alias=402-bio-neuro-neuronic-audiologia&Itemid=226
- [25] RANCE G., J. Briggs, R. Roper and L. Symons, "Assessment of hearing in infants with moderate to profound impairment: the Melbourne experience with auditory steady-state evoked potential testing", Ann Otol Rhinol Laryngol vol.189, p. 22-28, 2002, Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/12018343/>
- [26] RODRIGUES G. R. and D.R. Lewis, "Threshold prediction in children with sensorineural hearing loss using the auditory steady-state responses and tone-evoked auditory brain stem response", Int J Pediatr Otorhinolaryngol.; vol. 74, n. 5, p 540-546, 2010, Disponible en: <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/20303185/>
- [27] LUTS H., C. Desloovere, A. Kumar, E. Vandermeersch, and J. Wouters, "Objective assessment of frequency specific hearing thresholds in babies", Int J Pediatr Otorhinolaryngol., vol 68, n. 7, p. 915-926, 2004, Disponible en <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/15183583/>
- [28] PÉREZ M. C. *et al.* "Los potenciales evocados auditivos de estado estable a múltiples frecuencias y su valor en la evaluación objetiva de la audición", Revista Electrónica de Audiología. vol. 6, n. 2, 2003, Disponible en <https://www.auditio.com/auditio/electrofisiologia/>
- [29] A.E. Álvarez, J. Mejía, "Prontuario de audiometría clínica", Santo Domingo: Editora El Nuevo Diario; 2014. ISBN 978-9945-452-72-3, Disponible en <https://www.medigraphic.com/cgi-bin/new/resumen.cgi?IDARTICULO=76879>

[30] MARTÍNEZ A., "Comparación del umbral auditivo obtenido mediante potenciales auditivos de estado estable, audiometría tonal liminar y potenciales de tronco cerebral", Tesis Doctoral, Universidad de Granada, Granada, 2005, ISBN 84-338-3727-3, Consultado en enero 2018. Disponible en: <https://digibug.ugr.es/handle/10481/837>

[31] ALANAZI A. A., *et al*, "Use of Baby Isao Simulator and Standardized Parents in Hearing Screening and Parent Counseling", Education American Journal of Audiology, vol. 25, p 211–223, 2016, [Consultado en Abril 2017]. Disponible en: <http://aja.pubs.asha.org/pdfaccess.ashx?url=/data/journals/aja/935763/>

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran que no existen conflictos de intereses.

CONTRIBUCIÓN DE LOS AUTORES

Yenisel Díaz-Roller: <https://orcid.org/0000-0002-6574-9675>

Diseño de la investigación, recolección de datos. Participó en el análisis de los resultados, redacción del borrador del artículo y aprobación final del artículo.

Iosvany Aguiar Hernández: <https://orcid.org/0000-0002-4622-8591>

Diseño de la investigación, recolección de datos. Participó en el análisis de los resultados, revisión crítica y aprobación final del artículo.

Janet Carvajal de la Osa: <https://orcid.org/0000-0001-7954-8359>

Diseño de la investigación, recolección de los datos, análisis de los resultados, redacción del borrador del artículo, la revisión crítica de su contenido y en la aprobación final.

Miguel Castro Fernández: <https://orcid.org/0000-0002-3983-469X>

Revisión del estado del arte, análisis de los resultados, redacción del borrador del artículo, la revisión crítica de su contenido y en la aprobación final.

Ignat Pérez Almirall: <https://orcid.org/0000-0001-8863-8014>

Revisión del estado del arte, análisis de los resultados, redacción del borrador del artículo, la revisión crítica de su contenido y en la aprobación final

María Elena Martínez: <https://orcid.org/0000-0001-6557-9007>

Revisión del estado del arte, análisis de los resultados, redacción del borrador del artículo, la revisión crítica de su contenido y en la aprobación final