

ACTAS DEL CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

ACONTACS

VOL. 5
2023



Comité Editorial

Dr. Eduardo Tepichin Rodríguez - Editor en Jefe

Dr. Carlos Treviño Palacios

Dr. Rufino Díaz Uribe

Dr. José Eduardo Espinosa Rosales

Dra. Elsa Chavira Martínez

Dr. Hugo Rojas Chávez

Dra. Elizabeth Galindo Linares

Dra. Andrea Muñoz Potosí

Dr. Luis Gabriel Valdivieso González

Dra. Mahuina Campos Castolo

Dra. Laura Contreras Mioni

Dr. Jesús López Hernández

Dr. Alejandro Alayola Sansores

Dr. Ángel S. Cruz Félix

Lic. Liliana Perea Centeno

Cuerpo Editorial

Lic. Adriana Tecuapetla Moyotl

Actas del Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud Vol. 5 (2023) es una publicación anual editada por el Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica, Calle Luis Enrique Erro, 1, Santa María Tonantzintla, San Andrés Cholula, Puebla, C.P. 72840, Tel. 2222663100, ext. 1223, <https://www.inaoep.mx>, tecnologia_salud@inaoep.mx
Editor responsable: Eduardo Tepichín Rodríguez. Reserva de Derechos al Uso Exclusivo No. 04-2023-031712071000-102, ISSN: 2992-6750, ambos otorgados por el Instituto Nacional del Derecho de Autor. Responsable de la última actualización de este número, Lic. Liliana Josefina Perea Centeno, Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica, Calle Luis Enrique Erro, 1, Santa María Tonantzintla, San Andrés Cholula, Puebla, C.P. 72840, Tel. 2222663100, ext. 8115. Fecha de última modificación: diciembre de 2023.

El contenido de los textos es responsabilidad de los autores y no refleja forzosamente el punto de vista de los dictaminadores, de los miembros del Comité Editorial o del Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica. Se autoriza la reproducción total o parcial de la revista siempre y cuando se cite la fuente completa y la dirección electrónica de la publicación.



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-No Comercial 4.0 Internacional.

Actas del Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud

Vol. 5, diciembre 2023

Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica

Índice de Contenido

Polifarmacia en población adulta mayor con hipertensión arterial de la ciudad de México <i>Alba Leonel Adela, Montes Rodríguez Brandon Gerardo, Papaqui Alba Samantha, Papaqui Hernández Joaquín</i>	1-5
Aplicación del tensor de difusión en la visualización de las fibras del corazón in vivo <i>Jaime Torres Juárez, Pilar Dies Suarez, Silvia Hidalgo Tobón</i>	6-13
Antenas fractales y su aplicación en la medicina <i>Leticia González Zamora, Silvia S. Hidalgo-Tobón</i>	14-22
Circuito biomecatrónico aplicado a bruxismo y su atención fisioterapéutica <i>L.F. Piña Sandoval, R. Ávila Rodríguez, A. Martínez Ramírez, C. Rivera Luque, M. C. Luque Gómez</i>	23-29
Asistente computacional interactivo de cardiólogos para detección temprana de anomalías en morfología de latidos mediante la representación compacta de un ecg de 12 derivadas <i>Evguenii Kourmychev, Deisy Galeana-Pérez</i>	30-36
Compresión de material digital odontológico usando modulación Lohscheller <i>A. Padrón-Godínez, R. Prieto Meléndez, C. Salazar Figueroa, A. Herrera Becerra</i>	37-45
Violencia emocional en estudiantes universitarias <i>Araceli Jiménez Mendoza, Julio Hernández Falcón, Hugo Tapia-Martínez, Mario U. Morales Vázquez, Iñiga Pérez Cabrera</i>	46-53
Identificación de posibles biomarcadores de enfermedades renales en suero sanguíneo mediante espectroscopia Raman <i>Espinoza Quintanilla VM, Ávila Rodríguez R, Vitales Noyola M, Alvarado Hernández DL</i>	54-61
Desempeño de telescopios galileanos en pacientes informados con diagnóstico de baja visión <i>I. Muñoz-Juárez, M. I. Rodríguez-Rodríguez, D. Aguirre-Aguirre, R. Hernández-Carbajal</i>	62-72
Elastómeros iónicos multifuncionales para monitoreo vestibular de movimientos físicos <i>Eric Williams-Linera, Nicolas R. Tanguy, Ronan Le Lagadec</i>	73-79
Comparación de prueba baropodométrica con escanometría radiográfica para determinar acortamiento de miembros pélvicos <i>P. Hernández-Gandarillas, S. L. Orozco-Villaseñor, E. R. Velasco-Limas, J. I. D. Martínez-Chavez</i>	80-87

Enfermedades priónicas en México: primer análisis bioinformático sobre la aplicación de herramientas diagnósticas y su repercusión en la predicción de supervivencia de pacientes con enfermedad de creutzfeldt-jakob entre 1990 y 2023

Fabricio Cruz López, Gustavo Reyes Terán, Petra Yescas Gómez, Sergio Iván Valdés Ferrer, Oscar Arias Carrión, Miguel Ángel Ramírez García, Pablo Eduardo Irigoyen Ruíz, Marie Catherine Boll Woehrlen, Carlos Alberto Gómez Pérez.....88-96

Estimación de las variaciones hormonales de una mujer durante su ciclo menstrual, utilizando la red neuronal por defecto

Vázquez Hernández M., Rodríguez-Vázquez K., Melgar Gallardo M.....97-104

Uso de gemcitabina en pacientes con diagnóstico de cáncer cervicouterino en estadios localmente avanzados que presentan fallo renal

Luis Gustavo Torres Abraján, Paloma Marlem Meza Gayosso.....105-111

Viabilidad en la detección temprana de glaucoma con el procesamiento y medición de actividad cerebral: resultados preliminares

Maribel Tello Bello, José de Jesús Ramos Beltrán, Eduardo Tepichin Rodríguez, Rogerio Enríquez Caldera, Ángel Sinue Cruz Félix.....112-119

Arreglo de osciladores caóticos para detección doppler de flujo sanguíneo

Pedro Pancóatl-Bortolotti, Rogerio Enríquez-Caldera, Antonio H. Costa, Maribel Tello-Bello, José Fermi Guerrero-Castellanos120-127

POLIFARMACIA EN POBLACIÓN ADULTA MAYOR CON HIPERTENSIÓN ARTERIAL DE LA CIUDAD DE MÉXICO

Alba Leonel Adela^{a, b}, Montes Rodríguez Brandon Gerardo^{a, d},
Papaqui Alba Samantha^c, Papaqui Hernández Joaquín^d

^aUNAM, Facultad de Enfermería y Obstetricia FENO, ^bFacultad de Medicina,
adelaalbaleonel65@gmail.com

^cSaint Luke School of Medicine, sampapaqui1999@gmail.com

^dIMSS, brandon.gerardo@comunidad.unam.mx, joaquinpapaqui@gmail.com

RESUMEN

Objetivo: Conocer la prevalencia de la polifarmacia en población adulta con hipertensión arterial en la Ciudad de México.

Metodología: Se realizó un estudio transversal, la muestra fue 183 personas con hipertensión arterial. Se aplicó un cuestionario con: a) Datos sociodemográficos y b) Polifarmacia, (uso concomitante de tres o más medicamentos).

Resultados: El promedio de edad fue de 85 años, el 76.5% son del sexo femenino, el 40% son casados. La prevalencia de polifarmacia en personas con hipertensión fue de 27%.

Conclusión: Existe prevalencia alta de polifarmacia, en adultos mayores con hipertensión. Siendo un problema de salud pública que puede ocasionar eventos adversos, falta de adherencia terapéutica y control de su enfermedad. El profesional de salud debe evitar la prescripción indiscriminada.

Palabras clave: Polifarmacia, hipertensión arterial, adulto mayor

ABSTRACT

Objective: To know the prevalence of polypharmacy in the adult population with high blood pressure in Mexico City.

Methodology: A cross-sectional study was carried out; the sample was 183 people with high blood pressure. A questionnaire was applied with a) Sociodemographic data and b) Polypharmacy, (concomitant use of three or more medications).

Results: The average age was 85 years, 76.5% are female, 40% are married. The prevalence of polypharmacy in people with hypertension was 27%.

Conclusion: There is a high prevalence of polypharmacy in older adults with hypertension. Being a public health problem that can cause adverse events, lack of therapeutic adherence and control of their disease. The health professional must avoid indiscriminate prescription.

Key words: Polypharmacy, arterial hypertension, older adult

INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud define a la polifarmacia como el uso simultáneo de más de tres fármacos¹. Así mismo, Orozco y cols. mencionan que es el consumo de tres o más medicamentos, prescritos o no, en forma regular durante un mismo periodo de tiempo, el cual se considera como mínimo de 60 días².

Es importante señalar, que hoy en día no existe un consenso a nivel mundial de que es la polifarmacia. Sin embargo, de acuerdo con la literatura científica, se hace mención del uso de múltiples medicamentos³, así como a la medicación innecesaria o bien necesaria para sus comorbilidades. Sin embargo, la combinación de medicamentos puede ser un riesgo para el Adulto Mayor (AM)^{4, 5}. Así mismo, no está formalmente definido el número de medicamentos para operacionalizar el término de polifarmacia⁶. En México, la Guía de práctica clínica de prescripción farmacológica en el AM establece como polifarmacia más de tres medicamentos⁷.

Hoy en día la polifarmacia se ha denominado uno de los «problemas capitales de la geriatría», ya que es una situación frecuente, que tiene diversas implicaciones en la morbilidad y mortalidad del AM⁸. Por lo que la polifarmacia se considera un problema de salud pública importante y creciente a nivel mundial, sin embargo, aún no se cuenta con una estimación de la prevalencia global ya que existen diferentes formas de operacionalización de esta¹.

Por otro lado, es importante señalar que la polifarmacia es un problema de seguridad del paciente, ya que se pueden presentar eventos adversos asociados con medicamentos (EAM), errores de medicación, prescripción en cascada, mala adherencia. Así como, mayor riesgo de hospitalización, reingresos hospitalarios y mortalidad^{5, 9, 10}.

La polifarmacia se ha asociado con los AM, por sus características propias de comorbilidad de enfermedades del aparato circulatorio, enfermedades cerebrovasculares, insuficiencia cardíaca, hipertensión arterial, arterioesclerosis; enfermedades metabólicas, nutricionales, endocrinológicas (diabetes mellitus, osteoporosis, enfermedades periodontales, artritis reumatoide), entre otras.

La polifarmacia en los AM se puede presentar por tres razones: 1) Por las múltiples patologías que padecen, 2) por automedicación, y/o 3) por una prescripción inapropiada o indiscriminada; en cualquiera de los casos indicados. Lo que representa en el AM un riesgo para la salud, dado que conforme aumenta la edad disminuye la filtración, distribución y eliminación de fármacos, lo que puede incrementar las reacciones adversas a medicamentos, interacciones entre ellos y trastornos iatrogénicos.

En México existen pocos estudios de polifarmacia en AM, y los que hay están limitados a instituciones específicas, y no analizan la polifarmacia a nivel poblacional. Por lo anterior nuestro objetivo es conocer la prevalencia de la polifarmacia en población adulta con hipertensión arterial en la Ciudad de México.

METODOLOGÍA

Se realizó un estudio transversal, la muestra fue de 183 personas con hipertensión arterial sistémica. Se aplicó un cuestionario el cual consto de dos apartados: 1) Datos sociodemográficos y 2) Polifarmacia (información sobre los medicamentos prescritos y de venta libre que tomaban los adultos). La polifarmacia se definió como el uso concomitante de tres o más medicamentos, excluyendo vitaminas o suplementos dietéticos. Se incluyó a AM con hipertensión arterial sistémica, de ambos sexos, de la Ciudad de México y se excluyó a los adultos mayores con problemas de salud mental y se eliminó a todo aquel que no quisiera participar. En lo que respecta a la parte ética se les dio a conocer la carta de consentimiento informado donde se les explicaba qué es la polifarmacia y en qué consistía su participación.

3. RESULTADOS

De abril del 2021 a diciembre del 2022, se estudió a 183 AM con hipertensión arterial. En lo que respecta a los datos sociodemográficos: el 76.5% son del sexo femenino, la edad promedio fue de 85 años, el 28% son viudos y 40% son casados.

La prevalencia de polifarmacia en los AM con hipertensión arterial en la Ciudad de México fue de 27%. (Ver figura 1). Esta prevalencia se puede deber principalmente porque la hipertensión arterial es una enfermedad crónica no transmisible, lo que hace que aumente el riesgo de que se presente la polifarmacia.



Figura 1. Prevalencia de polifarmacia en el adulto mayor con hipertensión arterial, en la Ciudad de México, 2022

Se observa que los AM sin polifarmacia tienen un mejor control de sus cifras de tensión arterial. El promedio de Tensión Arterial en las personas hipertensas con polifarmacia fue de 131/73 mmHg y de 126/75 mmHg en aquellas que no tienen polifarmacia, habiendo una diferencia estadísticamente significativa $p < 0.05$.

4. DISCUSIÓN

La población adulta mayor con hipertensión arterial sistémica tiene una prevalencia de polifarmacia del 27%, esta prevalencia es muy similar a la reportada por Poblano-Verástegui, en personas con hipertensión (26.4%). Sin embargo, en este estudio la polifarmacia se definió como consumo simultáneo mayor o igual a cinco fármacos.

Como se señaló anteriormente, el no existir un consenso en la definición de polifarmacia en los estudios publicados^{5, 11, 12} dificulta la comparación de la prevalencia. Aunado a esto, es importante señalar que diversos autores coinciden en que la polifarmacia es un gran problema de salud pública y es un riesgo para la seguridad del paciente¹³, así como una falta en el control de su enfermedad.

5. CONCLUSIONES

La polifarmacia tiene una prevalencia alta en los adultos mayores con hipertensión, lo cual representa un riesgo en la seguridad del paciente. Por lo que, el personal de salud debe de considerar los efectos adversos e interacciones medicamentosas, de los medicamentos prescritos y de los medicamentos de venta libre que consume el AM, así como la falta de adherencia, ya que todos estos factores también pueden evitar el control de su enfermedad. Por lo anterior el personal de salud debe evitar la prescripción indiscriminada.

6. REFERENCIAS

- [1]. Santibáñez B. S., Villareal R. E., Galicia R. L., et al., «Costo económico de la polifarmacia en el adulto mayor en el primer nivel de atención», *Revista Médica del Instituto Mexicano del Seguro Social*, Volumen 52, Número 2, México, Año 2013, pp. 192-199.
- [2]. Orozco A. M., Mendoza N. V. M., «Prevalencia y factores de riesgo para polifarmacia en adultos mayores del Valle del Mezquital, Hidalgo», *Revista Mexicana de Ciencias Farmacéuticas*, Volumen 37, Número 4, México, Año 2006, p. 13.
- [3]. Jokanovic N, Tan ECK, Dooley MJ, Kirkpatrick CM, Bell JS. Prevalence and factors associated with polypharmacy in long-term care facilities: a systematic review. *J Am Med Dir Assoc*. 2015;16(6):535.e1-12
- [4]. Poblano V O, Bautista M. AC, Acosta R. O, Gómez C. PM, Saturno H. PJ. Polifarmacia en México: un reto para la calidad en la prescripción. *Salud Publica Mex*. 2020;62:859-867.
- [5]. Salech F, Palma D, Garrido P. Epidemiología del uso de medicamentos en el adulto mayor. *Rev Med Clin Condes*. 2016;27(5):660-70. <https://doi.org/10.1016/j.rmclc.2016.09.011>
- [6]. Aoki T, Ikenoue T, Yamamoto Y, Kise M, Fujinuma Y, Fukuma S, Fukuhara S. Attributes of primary care in relation to polypharmacy: a multicenter cross-sectional study in Japan. *Int J Qual Health Care*. 2017;29(3):378-83.

- [7]. Peralta P. ML, Valdivia I. FJ, Hernández M. M, Medina B. GR, Cordero G. MÁ, Baca Z. J, *et al.* Guía de práctica clínica. Prescripción farmacológica en el adulto mayor. *Rev Med Inst Mex Seguro Soc.* 2013;51(2):228-39.
- [8]. Fernández G. N, Díaz A. N, Pérez H. B, Rojas P. A. "Polifarmacia en el Anciano". *Revista Acta Medica.* 2006;10(1-2).
- [9]. World Health Organization. Medication safety in polypharmacy: technical report [internet]. Ginebra: WHO, 2019 [citado abril 24, 2023]. Disponible en: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/325454>.
- [10]. Payne RA, Avery AJ. Polypharmacy: one of the greatest prescribing challenges in general practice. *Br J Gen Pract.* 2011;61(583):83-4.
- [11]. Masnoon N, Shakib S, Kalisch E. L, Caughey GE. What is polypharmacy? A systematic review of definitions. *BMC Geriatr.* 2017;17(230):1-10.
- [12]. Organización Panamericana de la Salud. La salud de los adultos mayores: una visión compartida [internet]. 2ª ed. Washington, DC: OPS, 2011: 209-22. Disponible en: <https://iris.paho.org/handle/10665.2/51598>
- [13]. Esteban J. Ó, Arroyo A. MP, Vicens C. C, González R F, Hernández R. MÁ, Sempere M. M. Deprescribiendo para mejorar la salud de las personas o cuando deprescribir puede ser la mejor medicina. *Aten Primaria.* 2018;50(supl 2):70-9.

APLICACIÓN DEL TENSOR DE DIFUSIÓN EN LA VISUALIZACIÓN DE LAS FIBRAS DEL CORAZÓN *IN VIVO*

Jaime Torres Juárez^a, Pilar Dies Suarez^b, Silvia Hidalgo Tobón^{a,b},

^aUniversidad Autónoma Metropolitana – Iztapalapa
cbi2182800784@izt.uam.mx , shid@xanum.uam.mx

^bHospital Infantil de México – Federico Gómez
pd_suarez@himfg.com.mx

RESUMEN

Las enfermedades cardiovasculares representan la principal causa de muerte en México, según las estadísticas del INEGI. Esta realidad resalta la importancia de estudiar a fondo el corazón y sus patologías asociadas. En este contexto, la Resonancia Magnética (RM) emerge como una técnica no invasiva y no ionizante que brinda una visión detallada de este órgano vital. Además, el uso de la técnica del tensor de difusión permite investigar la microestructura del corazón, dando información valiosa sobre la organización de las fibras musculares y su relación con diversas enfermedades cardiovasculares. La combinación de la Resonancia Magnética y el Tensor de Difusión (DTI) se posiciona como una herramienta poderosa en el estudio de esta estructura vital, y permite nuevas perspectivas para el diagnóstico, tratamiento y prevención de enfermedades cardíacas.

Palabras Clave: Tensor de Difusión, Tractografía, Anisotropía Fraccional

ABSTRACT

Cardiovascular diseases represent the leading cause of death in Mexico, according to INEGI statistics. This reality highlights the importance of studying the heart and its associated pathologies in depth. In this context, Magnetic Resonance Imaging (MRI) emerges as a non-invasive and non-ionizing technique that provides a detailed view of this vital organ. In addition, the use of the diffusion tensor technique allows investigating the microstructure of the heart, providing valuable information on the organization of muscle fibers and their relationship with various cardiovascular diseases. The combination of MRI and diffusion tensor imaging is positioned as a powerful tool in the study of this vital structure, opening new perspectives for the diagnosis, treatment and prevention of cardiac diseases.

Key Words: Diffusion Tensor, Tractography, Fractional Anisotropy

1. INTRODUCCIÓN

La Resonancia Magnética Cardíaca (RMC) y la aplicación del Tensor de Difusión (DTI) han surgido como herramientas prometedoras para el estudio de la microestructura del corazón y su relación con las enfermedades cardiovasculares, las cuales representan la principal causa de muerte en México^[1]. Aunque obtener imágenes de RMC presenta desafíos debido a la

preparación del paciente y la sincronización de los pulsos con el movimiento, se ha logrado obtener imágenes de alta calidad. El postprocesamiento de estas imágenes mediante la técnica de DTI y la generación de las tractografías han demostrado ser útiles para visualizar la dirección y organización de las fibras musculares. Aunque se han obtenido tractografías de pacientes in vivo, aún queda mucho por investigar. En el futuro, se espera establecer biomarcadores sensibles y específicos para detectar miocarditis y principios de infarto, para mejorar así el diagnóstico, tratamiento y pronóstico de los pacientes.

2. TEORÍA

Las imágenes de resonancia magnética (RM) se generan mediante la interacción del intenso campo magnético con los núcleos de los átomos de hidrógeno presentes en el tejido. Esta interacción produce señales detectables que se utilizan para generar imágenes detalladas del cuerpo humano^[2]. La técnica del tensor de difusión (DTI) se basa en principios físicos relacionados con la teoría del movimiento browniano desarrollada por Robert Brown y la teoría de difusión propuesta por Albert Einstein.

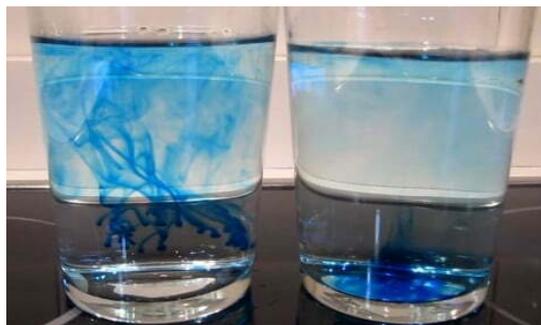


Figura1. Movimiento Browniano: Ejemplo de la difusión de las moléculas de la tinta azul en un recipiente con agua Rodney. (2021, 7 mayo). MOVIMIENTO BROWNIANO. Leyes del Universo. <https://leyesdeluniverso.es/movimiento-browniano>

La teoría del movimiento browniano describe el movimiento aleatorio de partículas suspendidas en un fluido (Fig. 1), como resultado de los choques continuos con las moléculas del fluido circundante. Este fenómeno fue estudiado por Brown en el siglo XIX y sienta las bases para comprender la difusión molecular en sistemas biológicos^[6]. Por otro lado, la teoría de difusión de Einstein proporciona una descripción matemática del proceso de difusión, lo que estableció una relación entre la difusión y las características físicas del medio en el que ocurre.

$$\langle x^2 \rangle = 2Dt \quad (1)$$

Dónde $\langle x^2 \rangle$ denota el desplazamiento cuadrático medio^[7] (ya que hay una probabilidad igual de que una molécula pueda moverse en la dirección $+x$ o $-x$ y obtener un valor promedio igual a cero), D es la constante de difusión de la partícula y t es el intervalo de tiempo durante el cual se observó el desplazamiento (Fig. 2).

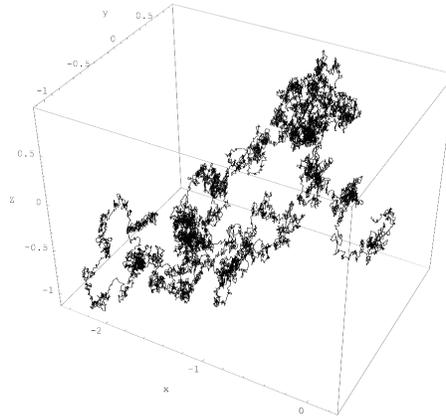


Figura 2. Simulación de una partícula que se difunde en una región confinada
 Woolard, E. W., Einstein, A., R. F., & Cowper, A. D. (1928). Investigations on the theory of the Brownian Movement. American Mathematical Monthly, 35(6), 318. <https://doi.org/10.2307/2298685>

En el contexto del tensor de difusión, se consideran dos clases de difusión: la difusión isotrópica y la difusión anisotrópica^[3]. La difusión isotrópica se refiere a un movimiento aleatorio y libre de las moléculas en un fluido, sin restricciones ni preferencias direccionales. En este caso, las moléculas tienen total libertad de movimiento en todas las direcciones. Por otro lado, la difusión anisotrópica implica una restricción en el movimiento de las moléculas, lo que resulta en una difusión más prominente en ciertas direcciones en comparación con otras (Fig. 3). Esto se debe a las características estructurales o la presencia de barreras físicas en el medio.

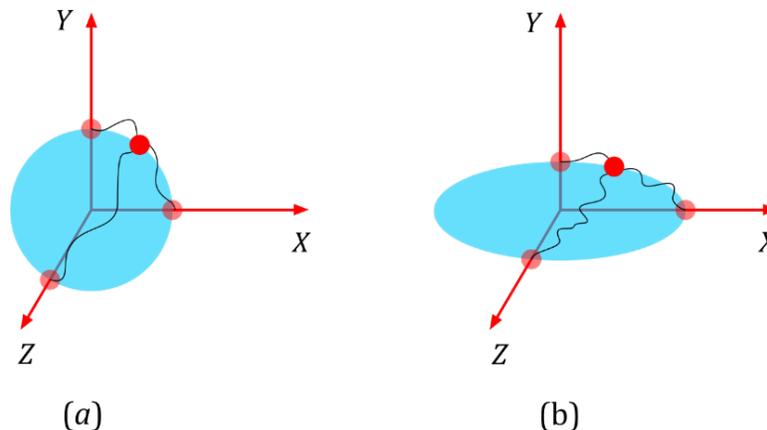
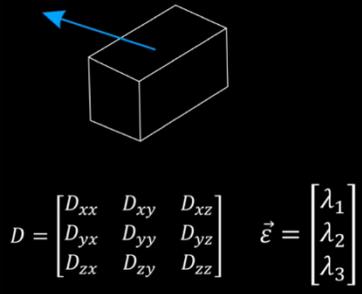


Figura 3. Esquema de la difusión Isotrópica y Anisotrópica: (a) Molécula de agua que se difunde “isotrópicamente”, (b) molécula de agua que se difunde “anisotrópicamente”

La aplicación del tensor de difusión en la resonancia magnética permite investigar la difusión del agua en los tejidos biológicos, lo que proporciona información valiosa sobre la microestructura de los tejidos y la presencia de restricciones o cambios en la difusión molecular. La detección de difusión anisotrópica en la resonancia magnética del tensor de difusión puede indicar la presencia de barreras, como las membranas celulares o las fibras musculares, y se utiliza para visualizar y analizar la organización de las fibras en una variedad de tejidos, incluido el corazón^[4].

PARTE EXPERIMENTAL

En este estudio, se llevó a cabo la adquisición de imágenes de resonancia magnética de tres pacientes. Para garantizar una buena calidad de imágenes, se colocó a cada paciente en la mesa de exploración y se procedió a sincronizar los pulsos de radiofrecuencia con los latidos cardíacos^[5]. Durante este proceso, se mantuvieron condiciones de respiración libre. Una vez que se obtuvieron las imágenes, se realizó el proceso de reconstrucción de la tractografía y se utilizó una región de interés (ROI) seleccionada en cada imagen. Mediante la obtención de la matriz de difusión (Fig. 4) y el cálculo del eigenvector correspondiente^[8], se pudo determinar la dirección de las moléculas en esa región específica del corazón. Este enfoque permitió analizar la organización de las fibras y la microestructura cardíaca en cada paciente.



$$D = \begin{bmatrix} D_{xx} & D_{xy} & D_{xz} \\ D_{yx} & D_{yy} & D_{yz} \\ D_{zx} & D_{zy} & D_{zz} \end{bmatrix} \quad \vec{\epsilon} = \begin{bmatrix} \lambda_1 \\ \lambda_2 \\ \lambda_3 \end{bmatrix}$$

Figura 4. El eigenvector proporciona la información de las moléculas de agua en una determinada dirección

La generación de la tractografía se llevó a cabo con la repetición este proceso en toda la imagen adquirida, lo que resultó en una representación visual completa de las direcciones de las moléculas en el tejido cardíaco. Esta información es valiosa para comprender la estructura y la conectividad de las fibras musculares, así como para identificar posibles anomalías. Además, para una mejor visualización y comprensión de los resultados, se asignaron colores específicos en la representación de la tractografía (Fig. 5). En este caso, se utilizó una gama de colores donde el rojo indicaba una difusión restringida, lo que sugiere la presencia de barreras o estructuras que limitan el movimiento molecular en el tejido cardíaco. Por otro lado, el color verde se asignó para representar una difusión sin restricciones, lo que indica una mayor libertad de movimiento en esa región específica del corazón.

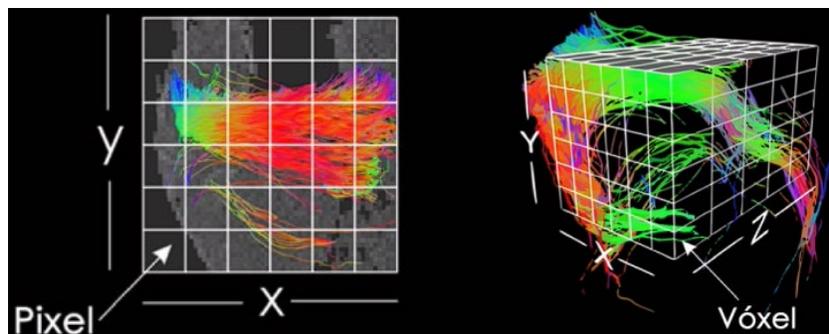


Figura 5. Representación de la construcción de la tractografía

Mediante la combinación de la adquisición de imágenes de resonancia magnética cardíaca, la sincronización de los pulsos de radiofrecuencia con los latidos cardíacos y la aplicación de

la técnica de tractografía, se logró analizar la microestructura y la organización de las fibras del corazón. Estos hallazgos contribuyen a un mejor entendimiento de la anatomía y el funcionamiento del corazón, así como a la identificación de posibles anomalías relacionadas con diversas patologías cardiovasculares.

En la siguiente tabla (Tabla. 1) se muestran los parámetros para la adquisición de las imágenes de RM:

Tabla. 1: Parámetros de adquisición para las imágenes de Resonancia Magnética

Manufacture:	SIEMENS Skyra 3T
Sequence:	EPI
MR Acquisition Type:	2D
Sequence Variant:	SK) segmented k-space; SP) spoiled; OSP) oversampling phase
b:	350 s/mm ²
No. of Directions:	6
Slice Thickness:	5 mm
Repetition Time:	1000 ms
Echo Time:	64 ms
Echo Train Length:	59
Bandwidth:	1490 Hz
Flip Angle:	90°
Voxel size:	1.7 x 1.7 x 5.6 mm ³
FOV:	273 x 273

RESULTADOS Y CONCLUSIONES

A continuación, se muestran las imágenes de los tres pacientes incluidos en el estudio, las imágenes muestran un corte axial:

Imagen del paciente 1: Se observa una representación clara de los ventrículos (Fig. 6). La imagen proporciona información sobre la forma y el tamaño del corazón, así como la posición relativa de las estructuras cardíacas principales:

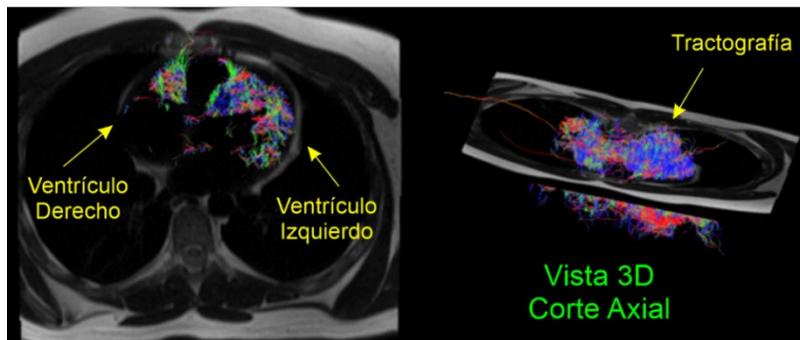


Figura 6. (A la izquierda) Imagen de RMC del paciente 1, (A la derecha) imagen de la tractografía del corazón, en corte axial

Imagen del paciente 2: La resonancia magnética ha permitido obtener una imagen nítida y detallada del corazón de este paciente, lo que facilitó información precisa sobre su forma, tamaño y posición relativa de las estructuras cardíacas principales (Fig. 7). Esta imagen

contribuye al análisis exhaustivo de la anatomía cardíaca y sienta las bases para la evaluación de posibles alteraciones y enfermedades cardiovasculares.

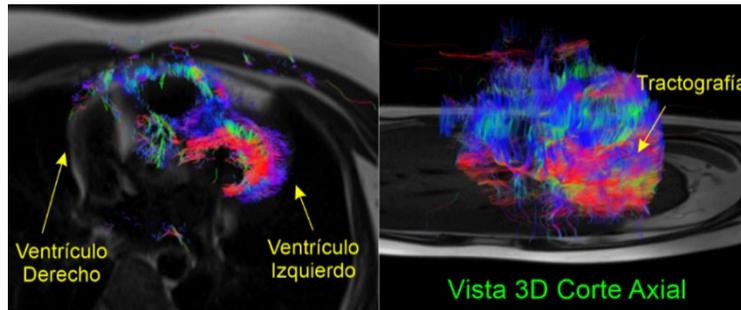


Figura 7. (A la izquierda) Imagen de RMC del paciente 2, (A la derecha) imagen de la tractografía del corazón

Imagen del paciente 3: En esta imagen, se destacan las fibras musculares del corazón. La técnica del tensor de difusión ha permitido obtener información acerca de la microestructura de los tejidos cardíacos, lo que reveló la orientación y dirección de las fibras (Fig. 8). Esto es de gran importancia para comprender la organización y el funcionamiento del músculo cardíaco, así como para identificar posibles alteraciones en la estructura de las fibras.

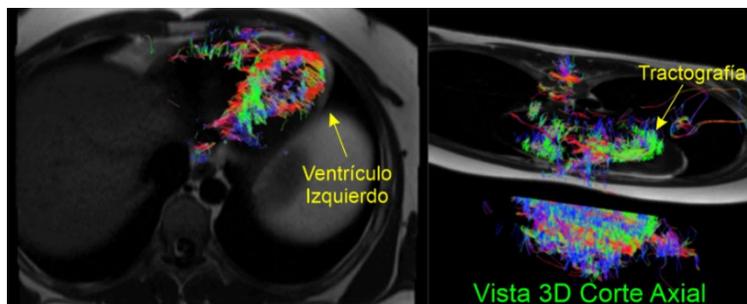


Figura 8. (A la izquierda) Imagen de RMC del paciente 2, (A la derecha) imagen de la tractografía del corazón

A continuación (Fig. 9) se muestra la comparación del miocardio anterior, con uno que tiene una cardiopatía diagnosticada:

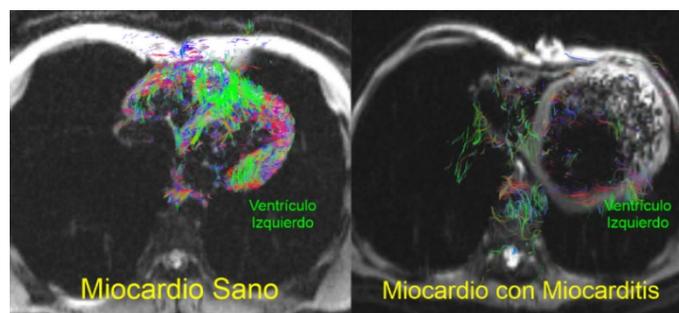


Figura 9. (A la izquierda) Imagen de RMC de un miocardio sano, (A la derecha) imagen de la tractografía de un miocardio con cardiopatía

En la figura anterior (Fig. 9) Se puede observar la diferencia en la densidad de tractos entre un corazón sano y uno con cardiopatía diagnosticada.

En conclusión, el proceso de obtención de imágenes mediante resonancia magnética cardíaca (RMC) presenta cierta complejidad, lo cual se refleja en la escasez de información reportada en la literatura científica. No obstante, en este estudio se logró superar los desafíos técnicos y obtener satisfactoriamente la tractografía de pacientes in vivo, lo cual constituye un avance significativo en el estudio de la microestructura del miocardio.

La obtención de la tractografía cardíaca a través de la RMC es el primer paso en el análisis de la microestructura del miocardio. El objetivo principal de este estudio es establecer un biomarcador que permita el diagnóstico preciso de miocarditis. Este biomarcador se basará en los patrones identificados en la tractografía, los cuales indicarán posibles anomalías en la estructura y función del miocardio asociadas a la miocarditis. Los resultados obtenidos hasta el momento son alentadores, ya que se ha demostrado la viabilidad de obtener la tractografía de pacientes in vivo. Esto sugiere que la RMC junto con el análisis de la microestructura del miocardio a través de la tractografía puede convertirse en una herramienta útil en el diagnóstico y seguimiento de la miocarditis.

Sin embargo, se requiere de un trabajo continuo y más extenso para validar los resultados obtenidos hasta ahora. Es necesario realizar estudios adicionales con una muestra más amplia de pacientes y comparar los hallazgos con los resultados clínicos y otras pruebas diagnósticas. Esto permitirá una mejor comprensión de la utilidad y precisión del biomarcador propuesto y su aplicabilidad en la práctica clínica.

REFERENCIAS

- [1]. S. Acosta. INEGI. Características de las defunciones registradas en México durante 2017 (N.o 435/16). Instituto Nacional de Estadística y Geografía. (2021, octubre)
- [2]. Brown, M. A., & Semelka, R. C. MRI Basic Principles and Applications (4.a ed.). Wiley-Blackwell. (2010)
- [3]. Bernstein, M. A., King, K. F., & Zhou, X. J. Handbook of MRI Pulse Sequences (English Edition) (1.a ed.). Academic Press. (2004)
- [4]. Tyler J Spear, Tori A Stromp, Steve W Leung, Moriel H Vandsburger. Influence of longitudinal position on the evolution of steady-state signal in cardiac cine balanced steady-state free precession imaging. *Acta Radiologica Open* 611, 205846011772918. (2017)
- [5]. Iaizzo, P. A. Handbook of Cardiac Anatomy, Physiology, and Devices (3rd ed. ed.). Springer. (2015)
- [6]. Russel, W. B. Brownian Motion of Small Particles Suspended in Liquids. *Annual Review of Fluid Mechanics*, 13(1), 425-455. <https://doi.org/10.1146/annurev.fl.13.010181.002233>. (2000)
- [7]. Raluca Mocanu, G. Mean square displacement and instantaneous diffusion coefficient of charged particles in stochastic motion. *Statistical dynamics*, 1-21. <https://arxiv.org/pdf/1906.10402.pdf> (2008)
- [8]. Weickert, J.. Anisotropic Diffusion in Image Processing (1.a ed.). B.G. Teubner Stuttgart. (2003)

- [9]. Md, A. K. M. *Physiology of the Heart* (5th ed.). Wolters Kluwer Law & Business. (2010)
- [10]. Haaga, J. R., & Boll, D. *CT and MRI of the Whole Body, 2-Volume Set* (6th ed. ed.). Elsevier. (2016)

ANTENAS FRACTALES Y SU APLICACIÓN EN LA MEDICINA

Leticia González Zamora^a, Silvia S. Hidalgo-Tobón^{a,b}

^aDepartamento de Física, UAM-I, 09340 Ciudad de México, CDMX,
cbi2182800739@izt.uam.mx,

^bDepartamento de Imagenología, Hospital Infantil de México Federico Gómez, 06720 Ciudad de México, CDMX, shid@xanum.uam.mx

RESUMEN

En este trabajo se explora el uso de fractales en el campo de la electrónica, específicamente en las antenas de radiofrecuencia (RF) [1]. Las antenas fractales tienen como objetivo reducir el tamaño de la antena RF y mejorar su rendimiento en los sistemas [2]. Se propone realizar una comparación y análisis de una antena con estructura fractal de triángulo de Sierpinski, que opera en frecuencias previamente investigadas. En la actualidad, la tecnología fractal es considerada una de las mejores opciones para el diseño de este tipo de antenas [3], con las comparaciones entre estas antenas, se puede obtener una comprensión más precisa acerca del uso de las antenas fractales, aprovechando así sus numerosas ventajas. [4].

Palabras claves: Fractales, Antena, Resonancia

ABSTRAC

In this work, the properties of fractals and their relevance in the field of electronics are mentioned through their application in radiofrequency (RF) antennas [1]. The purpose of fractal antennas is to reduce the size of the RF antenna profile and improve its performance in systems [2]. It is proposed to make a comparison and analysis of an antenna with a Sierpinski triangle fractal structure, operating at previously investigated frequencies. Currently, fractal technology is considered one of the best options for designing this type of antennas [3]. By comparing these antennas, a more accurate understanding of the use of fractal antennas can be obtained, thus taking advantage of their numerous benefits. [4].

Key words: Fractal, Antenna, Resonance

1. INTRODUCCIÓN

Las antenas fractales se han utilizado ampliamente en el campo de las telecomunicaciones debido a su tamaño compacto y funcionalidad. Este proyecto tiene como objetivo desarrollar antenas fractales multibanda o de banda ancha para su uso en frecuencias de RF [1]. Los sistemas inalámbricos que operan en frecuencias de RF y microondas requieren antenas pequeñas, pero con un ancho de banda amplio [2]. Para abordar esto, se propone una antena fractal basada en la estructura del triángulo de Sierpinski.

El tamaño de una antena limita tanto su ancho de banda como su eficiencia, como indica el físico Harold A. Wheeler en su estudio sobre antenas compactas. La mayoría de las antenas solo pueden operar en una frecuencia específica donde su ganancia es máxima. Sin embargo, las antenas fractales ofrecen una solución compacta y multibanda, capaz de proporcionar altas ganancias en varias frecuencias simultáneamente [5]. Están diseñadas para maximizar la recepción y transmisión de señales en un área determinada.

Los fractales, definidos por Mandelbrot en 1975 [3], exhiben autosimilitud a diferentes escalas de magnificación. La principal ventaja de las antenas fractales es su menor tamaño físico en comparación con las antenas convencionales. Esto es especialmente beneficioso en el campo de la medicina, donde los dispositivos a menudo tienen un tamaño limitado [4]. Al utilizar antenas fractales, se puede maximizar el rendimiento de la comunicación inalámbrica sin ocupar mucho espacio adicional. Esto es crucial para miniaturizar dispositivos médicos y ofrecer soluciones más eficientes y cómodas para los pacientes. Las antenas fractales permiten la integración de la tecnología de comunicación inalámbrica en dispositivos médicos más pequeños, como marcapasos, monitores de salud portátiles e implantes [5].

Este proyecto tiene dos objetivos principales. En primer lugar, tiene como objetivo analizar la geometría de la estructura fractal del triángulo de Sierpinski y el método de construcción más utilizado. En segundo lugar, pretende modelar la densidad de flujo magnético en esta antena fractal utilizando herramientas de modelado y análisis de fenómenos físicos e ingeniería.

2. TEORÍA

La irregularidad del cuerpo humano es una característica evidente dentro de la medicina, Sin embargo, tradicionalmente se ha medido con métricas euclidianas, mediante la aproximación de sus formas a líneas, áreas y volúmenes regulares. Es decir, las medidas no son totalmente confiables y es por esto por lo que se propone la geometría fractal la cual permite caracterizar adecuadamente la forma irregular que existe en el cuerpo humano [4]. Dentro de la literatura se encuentran trabajos previos relacionados con el uso de antenas fractales enfocadas en la medicina, estas investigaciones son de mucha importancia para esta investigación, se mencionan los más relevantes.

En 1990, El físico Bruce J West, de la universidad de Texas, publicó el trabajo titulado “*La fisiología fractal y el caos en la medicina*”. En este menciona que la aplicación de la dimensión fractal dentro del campo de la medicina había sido de gran importancia en las áreas clínica y experimental, en las que se habían caracterizado objetos como la estructura neuronal y pulmonar, los intestinos y los vasos sanguíneos de diferentes estructuras, entre otros [5].

En 2012, Rogers J, de la universidad de Illinois, publicó su trabajo titulado “*Materiales y mecánica para la electrónica flexible*”. En el que habla del análisis de las mallas en IRMN sugiriendo que los diseños basados en fractales ofrecen vías para crear dispositivos electrónicos implantados o montados en la piel, como si fueran un tatuaje [6].

De ahí se derivó el trabajo, en 2014, titulado “*Conceptos de diseño fractal para la electrónica flexible*” en donde mencionaban que a diferencia de las mallas que se usan en resonancia

magnética, los fractales no contienen bucles cerrados, no se acoplan a la radiación de RF y según estudios realizados y que posteriormente publicaron en la revista NATURE, son invisibles en la resonancia magnética, es decir que no afectan las imágenes [7].

En 2021, Nowikow publicó el “*Análisis de redes y campos de bobinas de radiofrecuencia de geometría fractal de copo de nieve de Koch para resonancia magnética de sodio*”, realizando el análisis de red de campo de antenas de RF fractales para resonancia magnética enfocadas en hacer resonar otros núcleos de átomos como el sodio. Estas antenas son de gran utilidad ya que además de tener características fractales, tienen una menor inductancia mutua al ser colocadas en fase [8].

Y por último, en 2023, Lala A., publica el trabajo titulado “*Antena miniaturizada para la detección del cáncer de mama en la banda ISM de 5,725,82 GHz basada en la técnica DGS*”, en este trabajo investigaron el parámetro del coeficiente de reflexión para detectar el cáncer de mama en diferentes posiciones utilizando tres escenarios una antena sobre el modelo de mama, dos antenas sobre el modelo de mama y un modelo de mama entre dos antenas con una separación de 10 cm. Siendo este último, el mejor escenario, que ofrecía mayor contraste entre las mamas sanas y las afectadas [9].

Las antenas de radio frecuencia utilizadas en la medicina tienen un ancho de banda fijo para poder detectar o enviar señal de forma específica para ciertas frecuencias [10]. Debido a esto surge la necesidad de antenas que sean multibanda o que su ancho de banda sea grande, aquí es donde entran las antenas fractales [11].

La palabra fractal, viene del latín “*fractus*”, que significa fracturado, roto o irregular [12]. En 1975 Mandelbrot definió un fractal como: “Una Figura hecha de partes similares a la forma completa, es decir, es un objeto que posee simetría a través de la escala bajo diferentes grados de ampliación”. Ya que 8 años antes en 1967 con su publicación “¿cuánto mide la costa de gran bretaña?” [13] había introducido la idea de que “entre más pequeña es la regla con la que se mida un objeto irregular, más cerca se está de saber el verdadero valor de su perímetro”.

Las características principales de un fractal son

- La autosimilaridad que se refiere a que el conjunto en este caso el triángulo de Sierpinski se puede descomponer en partes que son semejantes a la totalidad de la figura. El triángulo de Sierpinski se obtiene después de infinitas repeticiones de un algoritmo geométrico sencillo: localizando los puntos medios de un triángulo equilátero y dividiéndolo en cuatro triángulos iguales, eliminando el triángulo equilátero central, es decir quedarnos con los tres triángulos de los vértices, como se muestra en la figura 1.

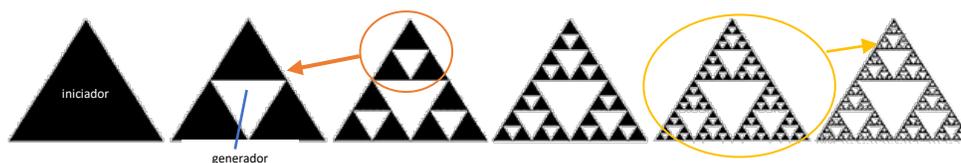


Figura 1. construcción del triángulo de Sierpinski (Cardama et al., 2002)

Como se muestra en la figura 1, se tiene un triángulo que se llama el iniciador y el generador que es el triángulo que es eliminado. De este modo se observa la autosimilaridad a medida que se realizan las iteraciones.

- La dimensión fractal [14], es la medida de cuán complicada es una figura autosimilar. Este indicador crece a medida que la forma es más irregular. Dado que una línea fractal no abarca toda la porción de plano, debería tener una dimensión que no llegue a dos.

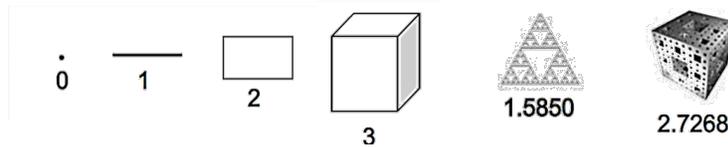


Figura 2. Dimensión euclídea y fractal. (García et al., 2010)

Se observa en la figura 2, que debido a que una línea fractal NO abarca toda la porción del plano, no tiene una dimensión entera [15]. La dimensión fractal de un contorno, se calcula mediante el algoritmo de “box counting” que no es más que la medición de las irregularidades del borde con rejillas de diferentes tamaños.

La relación entre la escala R y el número de partes N de un objeto es:

$$\text{Dimensión 1: } Nr^1 = 1 \tag{1}$$

$$\text{Dimensión 2: } Nr^2 = 1 \tag{2}$$

$$\text{Dimensión D: } Nr^D = 1 \tag{3}$$

Reescribiendo se tiene la dimensión fractal [15] tenemos la ecuación 4

$$D = \frac{\log N}{\log \frac{1}{r}} \tag{4}$$

- La multifrecuencia o multibanda es la característica principal de las antenas fractales ya que permiten que la antena resuene en múltiples frecuencias, lo que la convierte en una opción versátil para la transmisión y recepción de señales en diferentes bandas de frecuencia.

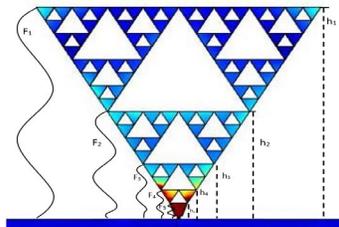


Figura 3. Rangos de frecuencia y de banda de una antena de triángulo de Sierpinski

- Otra de las ventajas de las antenas fractales es que tienen un tamaño compacto, lo que permite una mayor longitud de antena en un espacio pequeño, tienen una mayor ganancia, directividad e intensidad de campo que una antena convencional del mismo tamaño [12].

3. PARTE EXPERIMENTAL

Para el modelado y el análisis, se realizó la simulación de un triángulo de Sierpinski de tercer orden en un programa de modelado que nos ayuda a analizar el comportamiento del campo magnético de la antena. Realizando iteraciones para llegar al tercer orden, como se observa en la figura.

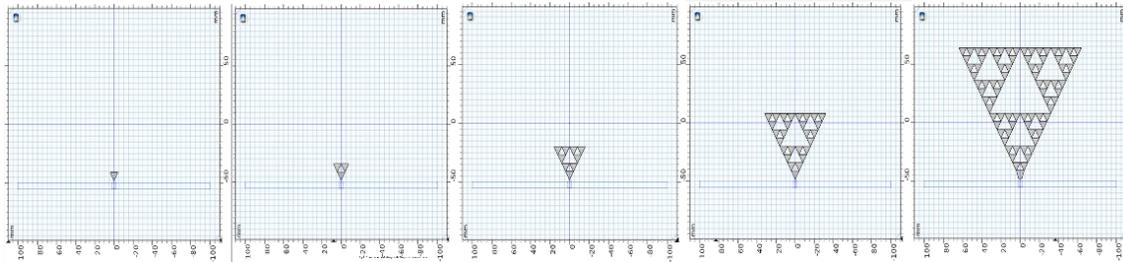


Figura 4. Construcción del triángulo de Sierpinski de tercer orden

Se coloca sobre una superficie en donde se conecta a una terminal de cable coaxial, realizando las iteraciones para llegar al tercer orden, como se observa en la figura 4. Esto para obtener el valor del campo electromagnético para esta antena y tener un punto de partida para las comparaciones posteriores. Para observar el cambio en los valores del campo magnético de la antena, se introduce una iteración al triángulo que se encuentra al centro de nuestra simulación de Sierpinski de tercer orden.

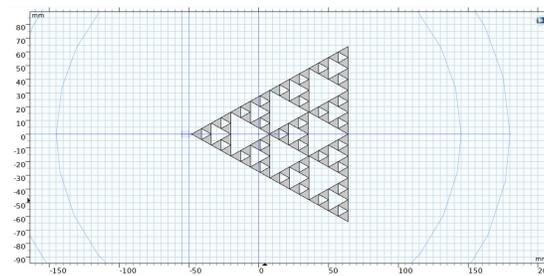


Figura 5. Triángulo de Sierpinski de tercer orden modificado

En las primeras simulaciones de la geometría fractal de tercer orden del triángulo de Sierpinski que se generaron a frecuencias reportadas dentro de la simulación de 1.6GHz y 3GHz se obtuvieron valores del orden de $3.55E - 8T$, $3.59E - 13T$ (observar figura 6).

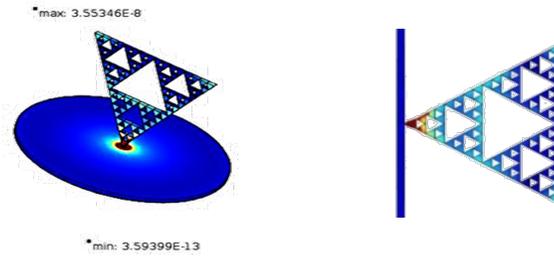


Figura 6. Simulación del campo magnético del Triángulo de Sierpinski de tercer orden

Para el caso en que la geometría fue modificada se obtuvieron valores de $2.34E - 9T$ y $1.21E - 7T$ (ver figura 7)

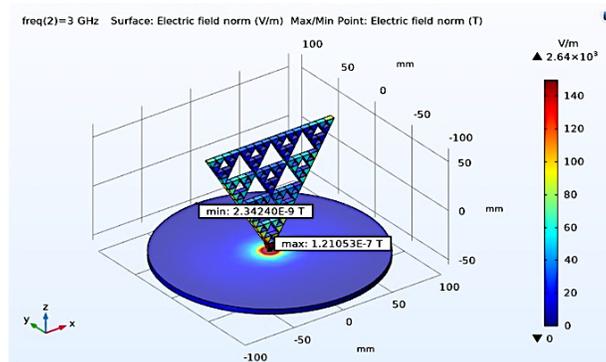


Figura 7. Simulación del campo magnético del Triángulo de Sierpinski modificado

Además de que se probó la simulación de la antena de tipo *patch antenna* para mejorar el análisis de estas antenas.

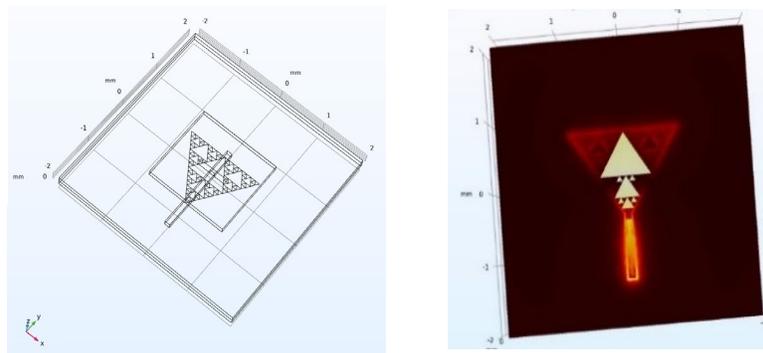


Figura 8. Antena de parche del triángulo de Sierpinski

con un dominio de frecuencia de $30GHz$ (para observar el comportamiento de las antenas a una frecuencia muy alta). Se obtienen valores de campo eléctrico que van desde $1V/m$ hasta $5.92E10V/m$.

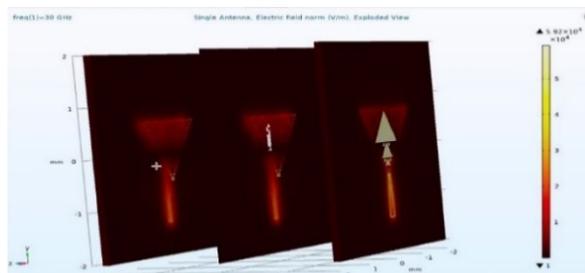


Figura 9. Ejemplo de antena de parche expandida

Con la configuración del patrón de campo lejano y a esta frecuencia experimental muy alta, se puede apreciar de manera más sencilla cómo es que la antena de Sierpinski tiene un comportamiento de antena fractal.

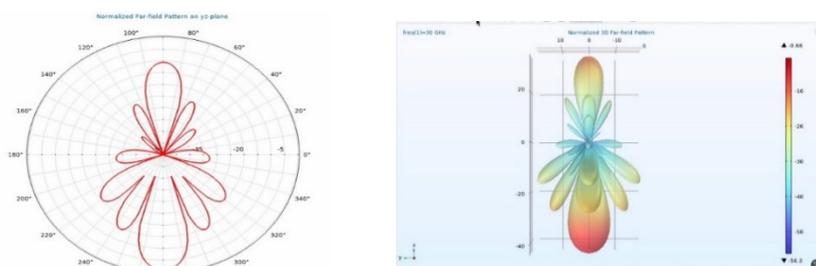


Figura 10. Configuración del patrón de campo lejano para la antena de Sierpinski de 30GHz

4. CONCLUSIONES

Mediante el uso de un programa computacional, podemos analizar las antenas fractales y determinar hasta qué número de iteraciones son funcionales. Esto nos permite evaluar si la construcción física se complicará a medida que aumenta el número de repeticiones del algoritmo. Gracias a esta herramienta, podremos realizar construcciones de antenas de manera más sencilla.

Dentro de la simulación, es posible modificar varios parámetros para obtener los valores de campo deseados o aquellos ya reportados en la literatura. En este caso, hemos elegido la geometría del triángulo de Sierpinski para comprender los fundamentos de las antenas fractales, ya que son pocas las antenas que utilizan esta geometría según la literatura. Al simular estas geometrías, podemos comenzar a incorporar antenas fractales en cualquier dispositivo que se encuentre dentro del rango de las microondas y la radiofrecuencia.

La construcción de antenas fractales multibanda nos brinda la oportunidad de aprovechar sus ventajas, como su tamaño compacto, lo que las hace ideales para integrar en dispositivos. Estas antenas también ofrecen funcionalidad y la capacidad de excitar múltiples frecuencias simultáneamente. Esto abre nuevas posibilidades en el campo de la medicina, mejorando los diagnósticos, la monitorización y la comunicación inalámbrica en entornos médicos.

Además, podemos comparar las antenas de superficie RF con las antenas fractales para determinar cuál proporciona un campo más homogéneo tanto en frecuencia como en espacio.

Esto es especialmente relevante, ya que las antenas fractales se utilizan en implantes para detectar signos vitales.

5. REFERENCIAS

- [1]. T.A. Elwi, A.I. Imran, Y. Al-Naiemy. A miniaturized lotus shaped microstrip antenna loaded with EBG structures for high gain bandwidth product applications Prog. Electromagnet. Res. C, 60, pp. 157-167 (2015).
- [2]. Hamzah S. A., Zainal M. S., Abdullah N., Samsul H. D., Cholan N. A. Size Reduction and Multiband Characteristic Using Koch Fractal Dipole. En: 2006 International RF and Microwave Conference, Putrajaya, Malasia, 12-14 de septiembre. IEEE, p. 140-142. (2006).
- [3]. Nowikow, Cameron E., Paul Polak, Norman B. Konyer, Natalia K. Nikolova, and Michael D. Noseworthy. Network and Field Analysis of Koch Snowflake Fractal Geometry Radiofrequency Coils for Sodium MRI. *Frontiers in Physics* 9 (2021).
- [4]. Vasiljevic J, Reljin B, Sopta J, Mijucic V, Tulic G, Reljin I. Application of multifractal analysis on microscopic images in the classification of metastatic bone disease. *Biomed Microdevices*; 14:541–548 (2012).
- [5]. West JW. *Fractal physiology and chaos in medicine*. Singapur: World Scientific; (1990).
- [6]. John A. Rogers et al., *Materials and Mechanics for Stretchable Electronics*. *Science* 327,1603-1607 (2010).
- [7]. Fan, J., Yeo, WH., Su, Y. et al. Fractal design concepts for stretchable electronics. *Nat Commun* 5, 3266 (2014).
- [8]. Nowikow Cameron E., Polak Paul, et al, *Network and Field Analysis of Koch Snowflake Fractal Geometry Radiofrequency Coils for Sodium MRI*. *Frontiers in Physics*. Vol. 9 (2021).
- [9]. Lala Aicha El Vadel Dominic Bernard Onyango Konditi Franck Moukanda Mbango , "A Miniaturized Antenna for Breast Cancer Detection at the 5.72-5.82 GHz ISM Band Based on the DGS Technique," *Progress In Electromagnetics Research B*, Vol. 98, 87-105, (2023).
- [10]. Mispelter J, Lupu M, Briguet A. *NMR Probeheads for Biophysical and Biomedical Applications*. London, UK: Imperial College Press (2015).
- [11]. Panda A. K., Panda M. K., Patra S. S. A compact multiband gasket enable rectangular fractal antenna. *International Conference on Computational Intelligence and Communication Systems*, Gwalior, India, 7-9 de octubre. IEEE, p. 11-14. (2011).
- [12]. Cohen N. *Tuning Fractal Antennas and Fractal Resonators*. United States of America: US6104349 (2000).
- [13]. Mandelbrot B. Introducción. En: Mandelbrot B. *Los Objetos Fractales*. Barcelona. Tusquets Eds. S.A.; p.13-26 (2000).

- [14]. Cohen N. Fractal Antenna Applications in Wireless Telecommunications. In: Professional Program Proceedings: Electronic Industries Forum of New England. IEEE. p. 43–9. (1997).
- [15]. Rong H., Jin L., Shoukang F. A novel fractal folded-slot antenna using Sierpinski Curves. En: 11th IEEE Singapur International Conference, Guangzhou, China, 19-21 de noviembre. IEEE, p. 371-373. (2008).
- [16]. Sundaram A., Maddela M., Ramadoss R. Koch-fractal folded-slot antenna Characteristics. Institute of Electrical and Electronics Engineers Antennas and Wireless Propagation Letters, 6, 219-222. (2007).

CIRCUITO BIOMEATRÓNICO APLICADO A BRUXISMO Y SU ATENCIÓN FISIOTERAPÉUTICA

L.F. Piña Sandoval^a, R. Ávila Rodríguez^a, A. Martínez Ramírez^a, C. Rivera Luque^b, M. C. Luque Gómez^c

^aCoordinación Académica Región Altiplano de la UASLP, A261574@alumnos.uaslp.mx, raquel.avila@uaslp.mx, alejandro.martinez@uaslp.mx.

^bTechnical University of Munich, crluque.ft@gmail.com.

^cUniversidad Nacional Autónoma de México, marycaluq@gmail.com.

RESUMEN

El bruxismo afecta aproximadamente un 70% de los pacientes dentales en México, representando una significativa preocupación en la salud dental. El objetivo de este proyecto fue diseñar un circuito biomecatrónico y una aplicación para monitorizar la fuerza prensil durante episodios de bruxismo, y la implementación de tratamiento fisioterapéutico para reducir los trastornos causados por el bruxismo. Se realizó una prueba con el circuito diseñado para medir en un paciente voluntario sin bruxismo, la medición resultante de la fuerza prensil fue de 196.27N, y un paciente con diagnóstico de bruxismo y desgaste dental y mordedura de mejilla, por causa del bruxismo donde la medición fue de 121.74N corroborando la factibilidad de su uso.

Palabras claves: Bruxismo, Circuito biomecatrónico, Fisioterapéutico

ABSTRAC

Bruxism affects approximately 70% of dental patients in Mexico, representing a significant concern in oral health. The aim of this project was to design a biomechatronic circuit and an application to monitor the prensil force during bruxism episodes and to implement the physiotherapeutic treatment to reduce disorders caused by bruxism. After its implementation in a voluntary patient, the measured prensil force was 196.27N with bruxism problem, and 121.74N for patient with bruxism confirming the feasibility of its use.

Keywords: Bruxism, Biomechatronic circuit, physiotherapist

1. INTRODUCCIÓN

El bruxismo es una condición oral de considerable importancia, causada por apretar o rechinar involuntariamente los dientes, cuyo origen generalmente se asocia al estrés, ansiedad y trastornos de sueño. Esta afección conlleva una gama de diversos síntomas, entre los cuales se incluyen el dolor en la mandíbula y los dientes sometidos a una mayor presión maxilofacial y mandibular, así como el dolor en la articulación temporomandibular (ATM). Asimismo, el bruxismo puede dar lugar a irritabilidad, contracturas musculares periféricas, erosión dental,

cefaleas, migrañas e incluso, en casos de bruxismo nocturno, propiciar la aparición de trastornos del sueño.

A pesar de la prevalencia que ostenta el bruxismo, tanto su diagnóstico como su tratamiento conllevan desafíos significativos, esto debido a su naturaleza multifactorial y a la amplia variedad de síntomas que presenta. Con el propósito de abordar esta problemática, se plantea la presente propuesta de investigación, que consiste en la creación de una solución innovadora: un circuito biomecánico embebido en un dispositivo bucal diseñado para medir con precisión la fuerza prensil asociada al bruxismo.

La obtención de datos objetivos y rigurosos a través de este enfoque podría resultar fundamental para mejorar la exactitud diagnóstica y la personalización de las estrategias de tratamiento fisioterapéutico, lo cual supondría un cambio substancial en el abordaje actual del manejo del bruxismo y, por ende, una notable mejora en la calidad de vida de los individuos afectados.

El objetivo primordial de este proyecto radica en la concepción y desarrollo de un circuito biomecánico altamente avanzado, complementado por una interfaz gráfica de usuario, que sea capaz de llevar a cabo una monitorización precisa de la fuerza prensil generada durante los episodios de bruxismo. Este sistema innovador no solo promete facilitar un diagnóstico más certero, sino que también ofrece la posibilidad de personalizar con gran detalle los enfoques terapéuticos en las esferas de la fisioterapia, la odontología y la cirugía maxilofacial, respondiendo de manera precisa a las necesidades individuales y específicas de cada paciente.

2. TEORÍA

El Glosario de Términos Prostodónticos en su edición más reciente (GPT-8) conceptualiza el bruxismo como una secuencia de movimientos de índole disfuncional, destituidos de propósito funcional, los cuales implican el rechinar o el apretar involuntario de los dientes en diversos patrones de actividad masticatoria. Esta manifestación puede desembocar en trauma oclusal, una afectación que se localiza en las superficies dentales destinadas a la masticación. El bruxismo puede desplegarse tanto en el estado de vigilia como durante el período de sueño. Durante las horas diurnas, el bruxismo adquiere la forma de una actividad semi voluntaria caracterizada por el "apretamiento", y es conocido bajo las características de "bruxismo en vigilia" (BV) o "bruxismo diurno" (BD). Por contraposición, el bruxismo ocurrido durante el reposo nocturno o diurno es etiquetado como "bruxismo del sueño" (BS), una pauta conductual de la región oromandibular que se define como un trastorno de movimiento estereotipado que acontece en el transcurso del sueño, y se identifica por la acción de mantener los dientes apretados o por su frotamiento entre sí. La denominación de "bruxismo del sueño" fue adscrita a la categoría de trastornos de movimiento vinculados al ciclo de sueño, conforme a la taxonomía actual de las perturbaciones de este [1].

El bruxismo, bajo el influjo de las fuerzas mecánicas que actúan sobre las estructuras orofaciales, conlleva una modificación de su morfología y una redefinición en la configuración con que se ejercen tales fuerzas. Tal metamorfosis conlleva con frecuencia a la generación de patologías que afectan los tejidos musculares, óseos, articulares y, en ocasiones,

incluso los órganos sensoriales. Considerando la naturaleza multifactorial tanto de la etiología del bruxismo como de sus consecuencias, surge la necesidad de abordar esta problemática con un enfoque global, que contemple la totalidad de aspectos entrelazados en su origen, abarcando dimensiones emocionales, bioquímicas y estructurales, entre otras. En este sentido, actualmente la terapia psicológica, la fisioterapia facial y el mindfulness pueden ayudar a mejorar los problemas clínicos de bruxismo [2].

El bruxismo, con causas y consecuencias que afectan más allá de la boca, involucra cadenas musculares que sostienen la cabeza y postura. Los músculos están interconectados con huesos y articulaciones, y su equilibrio se altera con faltantes dentales o cambios en la oclusión dental, generando impacto en cuello, columna y postura. Las causas y efectos del bruxismo alteran esta mecánica, provocando cambios posturales y dolor, con impacto en la calidad de vida. La articulación temporomandibular, afectada en etapas tempranas, puede repercutir en estructuras circundantes como el oído, induciendo problemas como tinnitus, hipoacusias, vértigo y más. La evaluación médica y la coordinación interdisciplinaria son cruciales para mitigar estas consecuencias. El bruxismo es una causa importante de disfunción temporomandibular. Además de dolor muscular orofacial, afecta a la musculatura cervical y del oído medio, generando síntomas óticos como tinnitus, vértigo e hipoacusia. Las disfunciones temporomandibulares abarcan variadas patologías craneofaciales, con origen multifactorial [3].

La prevalencia del bruxismo varía según estudios. En jóvenes, los valores oscilan entre 18% y 36%, mientras que en adultos la prevalencia del bruxismo nocturno es del 5% al 8%, pudiendo estar subestimada. Un estudio longitudinal muestra prevalencia constante del 15% desde los 15 hasta los 35 años [4].

El manejo del bruxismo es complejo dada su etiología multifactorial y las múltiples implicaciones sistémicas, requiriendo una metodología diagnóstica integral para coordinar el tratamiento desde la perspectiva odontológica [5].

Se ha encontrado en la literatura que el tratamiento fisioterapéutico ayuda a mejorar los efectos causados por el bruxismo, por lo que es importante considerar un seguimiento de terapias fisioterapéuticas [6].

3. PARTE EXPERIMENTAL

El circuito biomecatrónico desarrollado para este proyecto, utiliza como elemento central la placa XIAO ESP32S3. Este potente microcontrolador maneja sensores de fuerza prensil que miden la fuerza prensil ejercida durante los episodios de bruxismo. El diseño incorpora además una batería recargable y un receptor de carga inalámbrica, garantizando una operatividad continua y confiable.

Una característica importante de este sistema es su capacidad para transmitir datos mediante la tecnología Bluetooth de Baja Energía (BLE). Esta modalidad de Bluetooth es conocida por su eficiencia en el consumo de energía, lo que permite que la batería del dispositivo dure más tiempo. Los datos recogidos por los sensores se envían a través de BLE a la aplicación móvil

en tiempo real, permitiendo un monitoreo constante y actualizado durante los episodios de apretamiento dental. En la figura 1 se muestra el diseño del circuito mecatrónico para medir la fuerza prensil de una forma alámbrica e inalámbrica.



Figura 1. Prototipo biomecatrónico para medición de bruxismo inalámbrico y medición alámbrica de una voluntaria con bruxismo

En la aplicación móvil, parte de este proyecto, recibe vía Bluetooth datos de fuerza prensil de los sensores, permitiendo un seguimiento gráfico del bruxismo que ayudará al fisioterapeuta a conocer la mejora de su tratamiento, basándose en los resultados de las mediciones. En la figura 2 se muestra el diseño de la interface utilizado para la medición de la fuerza prensil, esta interface indica el grafico de la medición de la fuerza prensil, los datos para el seguimiento de la medición, el estado de conexión del dispositivo por medio del BLE y la sección de información del bruxismo.

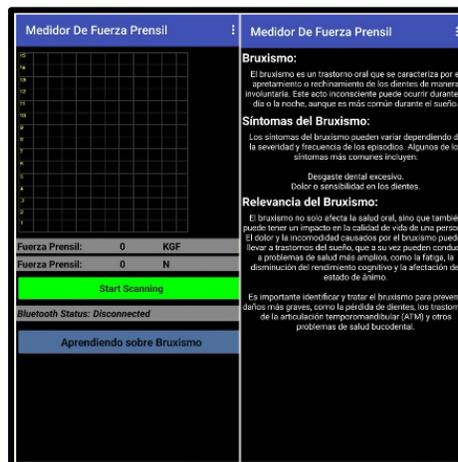


Figura 2. Aplicación en acción, con la funcionalidad Bluetooth activada para recibir datos del dispositivo biomecatrónico

Como parte de nuestro estudio, que ha sido desarrollado siguiendo las metodologías del PEACE and LOVE, esta metodología está en concordancia con los avances científicos que buscan incorporar el factor psicológico, refiriéndose a tratamientos fisioterapéuticos que incluyen la parte emocional reduciendo así los signos y síntomas del dolor, disminuyendo también las intervenciones farmacológicas costosas [7], el acrónimo de la palabra PEACE and Love se describe a continuación y se indica en la figura 3.

- **Protección:** Incluye medidas para proteger la zona afectada y evitar actividades que puedan empeorar la condición.

- **Elevación:** Se refiere a elevar la parte afectada para reducir la hinchazón y promover el drenaje de fluidos.
- **Antiinflamatorios:** Implica el uso de tratamientos antiinflamatorios para reducir la inflamación y el dolor.
- **Compresión:** Significa aplicar compresión controlada para reducir la hinchazón y mejorar la circulación.
- **Educación:** Consiste en proporcionar información al paciente sobre la condición y cómo manejarla adecuadamente.
- **Load (Carga):** Refiere a gestionar la carga o peso aplicado a la zona afectada, evitando excesos y promoviendo una carga gradual y controlada.
- **Optimización:** Implica optimizar el entorno para facilitar la recuperación, considerando aspectos como nutrición y descanso.
- **Vascularización:** Involucra medidas para mejorar la circulación sanguínea en la zona afectada.
- **Ejercicios:** Significa realizar ejercicios específicos para fortalecer y rehabilitar la zona afectada.



Figura 3. Metodología PEACE and LOVE

Se llevó a cabo una encuesta de evaluación y conciencia del bruxismo con 60 alumnos de la Unidad Académica Multidisciplinaria Región Altiplano (UAMRA) de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí. Para garantizar la exactitud y fiabilidad de los datos recolectados, nos hemos adherido al modelo de Intervención en Fisioterapia, validado por la Confederación Mundial de Fisioterapia. Los resultados de esta encuesta han proporcionado información valiosa sobre la prevalencia del bruxismo y sobre la conciencia que tienen los individuos sobre esta condición.

3.1 Resultados

En la figura 4 se muestran los resultados de la encuesta aplicada a los estudiantes de la UAMRA UASLP sobre el conocimiento del término bruxismo, sus causas y consecuencias, el 32.7% de los encuestados indicó que están completamente familiarizados y comprenden el significado del término bruxismo. Por otro lado, el 30.8% ha escuchado el término, pero no están completamente seguros de su significado. Finalmente, el 36.5% afirmó que nunca han oído hablar de este término antes.

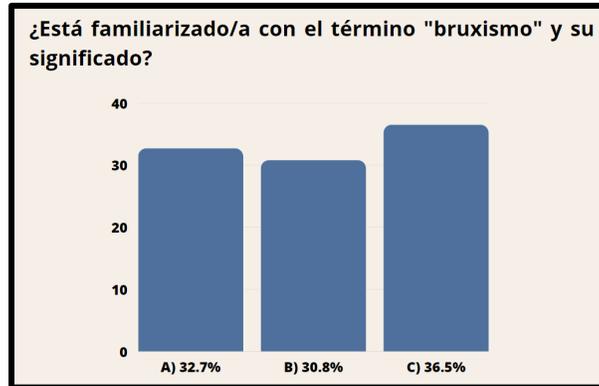


Figura 4. Grafica que indica los resultados de la encuesta aplicada sobre el conocimiento del término bruxismo

Los sensores previamente se calibraron utilizando pesas de pesos de estándar de oro y siguiendo la curva de calibración del fabricante, donde para determinada fuerza corresponde cierto voltaje, los sensores son colocados en una guarda personalizada para el paciente, la fuerza prensil se mide al momento que el paciente aprieta sus dientes. Este proyecto se trabajó de forma multidisciplinaria, con fisioterapeuta, periodoncista y mecánicos, con la carta de consentimiento informado y una explicación del funcionamiento de la medición al paciente, se realizaron dos pruebas, una con un paciente diagnosticado sin bruxismo y otro paciente bruxismo, en ambos pacientes el estado basal estaba controlado ya que tienen seguimiento de salud adecuado para el estudio, obteniéndose los siguientes resultados, el paciente sin bruxismo midió 196.27N y el paciente bruxista 121.74N en la Figura 5 se muestra la captura de pantalla de la aplicación desarrollada para las mediciones de fuerza prensil en KGF y en Newtons. Estos resultados muestran que es posible que el paciente bruxista tienda a tener una menor fuerza muscular debido a la tensión sometida por el estrés.

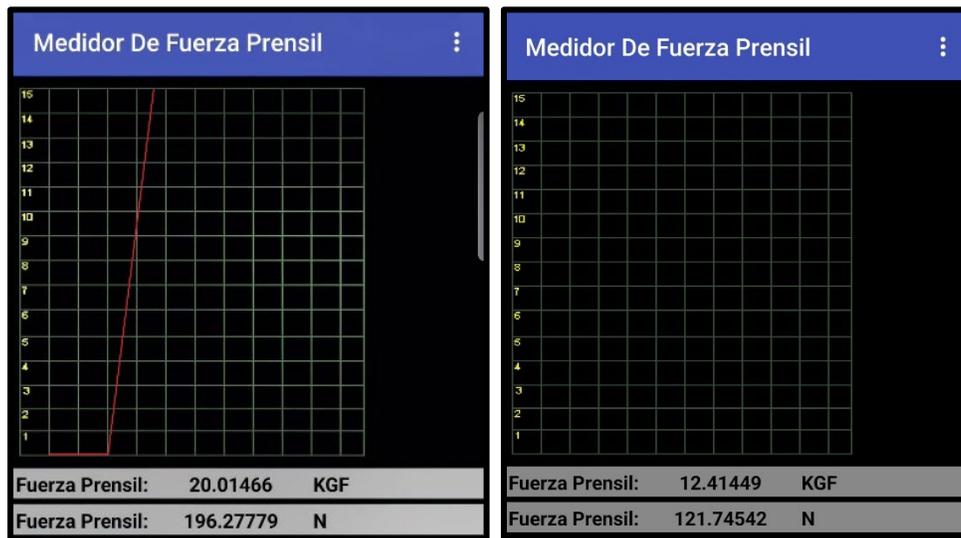


Figura 5. Captura de pantalla de la aplicación móvil desarrollada para este proyecto. En ella, se puede apreciar la fuerza prensil de 196.27N para el paciente sin bruxismo y 121.74N para el paciente bruxista

4. CONCLUSIONES

Este avance tecnológico tiene un impacto significativo en la salud dental de los pacientes que padecen de bruxismo, ya que, proporciona información actualizada sobre la intensidad de la fuerza prensil, este sistema permite a los profesionales de la salud diseñar tratamientos más efectivos y personalizados, mejorando así el bienestar de los pacientes. Además, el desarrollo de la aplicación móvil complementa la funcionalidad del dispositivo al proporcionar una representación gráfica de los datos y facilitar la educación del paciente acerca de su condición. Con este diseño mecatrónico el fisioterapeuta podrá dar seguimiento al paciente y conocer la mejoría de la disminución del bruxismo y aplicar técnicas específicas al paciente. Con proyección al futuro, el sistema permitirá la integración de técnicas de relajación y mindfulness para gestionar el estrés. Más aún, este sistema facilita la aplicación del modelo de intervención en fisioterapia. Su novedosa capacidad de medir los patrones de presión dentro y fuera de la consulta, así como proporcionar una medición cuantificable de la fuerza y la evolución del proceso, empodera al paciente e individualiza su tratamiento, constituyendo un elemento fundamental en el tratamiento integral del bruxismo. Se logró medir la fuerza prensil en un paciente voluntario sin bruxismo obteniendo una fuerza prensil de 196.27N y una fuerza prensil de 121.74N, por lo que podemos decir que este sistema es factible para la medición del bruxismo.

5. REFERENCIAS

- [1] Castellanos, J. L., "Fisiopatología del bruxismo nocturno. Factores endógenos y exógenos," *Revista ADM*, vol. 72, no. 2, 2015.
- [2] Ramirez Aristeguieta, L. M., Sandoval Ortiz, G. P., y Ballesteros, L. E., "Theories on Otic Symptoms in Temporomandibular Disorders: Past and Present," *International Journal of Morphology*, vol. 23, no. 2, pp. 141–156, 2009. DOI: 10.4067/s0717-95022005000200009.
- [3] Ramírez, L. M., Ballesteros, L. E., y Sandoval, G. P., "Síntomas óticos referidos en desórdenes temporomandibulares. Relación con músculos masticatorios," *Revista Médica de Chile*, vol. 135, no. 12, pp. 1582–1590, 2007.
- [4] Frugone, R., y Rodríguez, A., "Bruxismo," *Avances en Odontoestomatología*, vol. 19, pp. 123–130, 2003.
- [5] Manfredini, D., Castroflorio, T., Perinetti, G., y Guarda-Nardini, L., "Dental occlusion, body posture and temporomandibular disorders: Where we are now and where we are heading for," *Journal of Oral Rehabilitation*, vol. 39, no. 6, pp. 463–471, 2012. DOI: 10.1111/j.1365-2842.2012.02291.x.
- [6] Ortiz, A. S. J., & Rodríguez, N. D. L. C. N. (2022). Efectividad de la fisioterapia como tratamiento coadyuvante del bruxismo. *Opuntia Brava*, 14(2), 224-236.
- [7] Blaise Dubois and Jean Francois (2019). Soft tissue injuries simply need PEACE and LOVE, *British journal of Sports Medicine*

ASISTENTE COMPUTACIONAL INTERACTIVO DE CARDIÓLOGOS PARA DETECCIÓN TEMPRANA DE ANOMALÍAS EN MORFOLOGÍA DE LATIDOS MEDIANTE LA REPRESENTACIÓN COMPACTA DE UN ECG DE 12 DERIVADAS

Evguenii Kourmychev^a, Deysy Galeana-Pérez^b,

Universidad de Guadalajara, Centro Universitario de los Lagos, Lagos de Moreno, Jalisco,
^aevguenii.kourmychev@academicos.udg.mx, ^adeysy.galeana@lagos.udg.mx

RESUMEN

La elevada mortalidad de personas a causa de enfermedades cardiovasculares (ECV) reportada por OMS, evidencia la necesidad de herramientas computarizadas como asistente de un cardiólogo. Presentamos una serie de algoritmos y software que convierte un electrocardiograma (ECG) de mediana y larga duración en una representación compacta por latidos apilados, extrayendo y visualizando sus características básicas. Esto facilita el análisis a cardiólogos y brinda la opción de detección de latidos atípicos, precursores de ECV con su ubicación en las 12 derivadas. El sistema fue probado ampliamente en dos bases de datos públicas, MIT-BIH y CPSC2018, mostrando alta eficiencia en la detección de anomalías en morfología de latidos; se considera de gran utilidad para escrutinios en grupos de alto riesgo de ECV en etapas tempranas y como una herramienta de medicina preventiva en el área de salud pública.

Palabras claves: análisis de electrocardiograma asistido por computadora, representación de electrocardiograma por apilamiento de latidos, detección de latidos atípicos

ABSTRACT

The high mortality of people due to cardiovascular diseases (CVD) reported by the WHO, evidences the need for computerized tools as an assistant to a cardiologist. We present a series of algorithms and software that converts an electrocardiogram of medium and long duration into a compact representation by stacked beats, extracting and displaying its basic features, simplifying analysis for cardiologists and providing the option of detecting atypical heartbeats, CVD precursors, with their location in the 12 leads. The system was extensively tested in two public databases, MIT-BIH and CPSC2018, showing high efficiency in the detection of abnormalities in beat morphology; It is considered very useful for filtering high-risk groups of CVD in early stages and as a tool for preventive medicine in the public health area.

Keywords: electrocardiograms computer-assisted analysis, electrocardiograms stacked heartbeat representation, atypical heartbeats detection

1. INTRODUCCIÓN

Los electrocardiogramas (ECG) son indoloros y económicos para registrar la actividad eléctrica del corazón y determinar la salud de la persona. Las enfermedades cardiovasculares (ECV) son una de las principales causas de muerte en el mundo. Varias de estas anomalías cardíacas son silenciosas y difíciles de detectar porque los síntomas aparecen esporádicamente o están ausentes. Por lo general, cardiólogos diagnostican padecimientos de corazón mediante el análisis visual de señales ECG de corta duración, aunque para que diagnóstico más certero se requiere el análisis de ECG mediana y corta duración el cual puede resultar tedioso y tardado, que consume tiempo y esfuerzo. La detección oportuna de esta enfermedad será fundamental para reducir más el daño a los pacientes y las complicaciones relacionadas, como la enfermedad coronaria y la trombosis [1]. Tres cuartas partes de las defunciones causadas por ECV en el mundo se producen en los países de ingresos bajos y medios que carecen de programas de atención primaria integrales para la detección y tratamiento temprano para personas expuestas a factores de alto riesgo como son la hipertensión, diabetes, obesidad y estrés laboral. En la literatura, en el área de análisis de señales biomédicas se tienen trabajos enfocados al análisis y clasificación de las enfermedades del corazón usando ECG. Se han desarrollado diversos algoritmos basados en el análisis asistido por computadora, que ayudan a los médicos a detectar enfermedades cardiovasculares en las señales de ECG mediante la detección del pico de la onda R [2,3], la detección de características clínicas [4], el uso de técnicas matemáticas como la transformada wavelet para extraer característica importantes de estas señales [5], algoritmos de optimización como los algoritmos genéticos[6, 7], características estadísticas como entrada a una red neuronal artificial mejoran la precisión del diagnóstico final para clasificar los diferentes tipos de arritmias [8,9]. Actualmente se han usado modelos computacionales evolucionados como son las redes neuronales convolucionales y recurrentes (CNN-RNN) [10], combinaciones de CNN y Red de Memoria a Corto Plazo (LSTM) [11,12,13] y Redes Neuronales Probabilística [14,15,16]. Estos modelos tienen el inconveniente de que necesitan una gran cantidad de muestras para lograr el aprendizaje y evitar el sobre entrenamiento, con la finalidad de que ante la presencia de un nuevo caso lo clasifique de manera correcta.

El objetivo de este trabajo se basa en desarrollar un sistema experto interactivo para el análisis de ECG de larga y mediana duración como asistente de cardiólogos para detección temprana de anomalías en morfología de latidos mediante la representación compacta de un ECG de 12 derivadas, evitando los inconvenientes de los métodos antes mencionados.

2. METODOLOGÍA

Para identificar y clasificar latidos atípicos usamos el principio de autosimilitud de latidos, proponemos una nueva presentación gráfica de los ECG en forma de latidos cardíacos superpuestos o apilados, que facilita el análisis visual tradicional de los ECG de mediano y largo plazo para que un cardiólogo pueda identificar rápidamente las diferencias entre ellos.

El diagnóstico precoz y el tratamiento oportuno y adecuado son fundamentales para el control de la enfermedad. Desarrollamos un conjunto de nuevos algoritmos para detectar y reconocer picos de ondas R y T, aplicando filtro FIR y frecuencia de muestreo para ubicar el corte y la

segmentación de cada latido para su posterior apilamiento. Características básicas como la variación de la frecuencia cardíaca y desviación estándar se calculan en esta fase. El siguiente paso es la corrección de la línea isoelectrica y basal mediante el cálculo de la tangente para rectificar cada dato en función de la ecuación de la recta y se suma el valor inicial del latido para sumarlo a cada dato que componen el latido completo. En el siguiente paso se obtiene el latido promedio y se visualiza alineando los latidos apilados con el pico más alto de todos los picos R, se toma como base el latido promedio para el cálculo de los segmentos RR, PR, PP y QT, duración del complejo QRS y onda P. Por último, se diseñó el clasificador de latidos atípicos con base a las variaciones de forma de latidos con respecto a la forma del latido promedio.

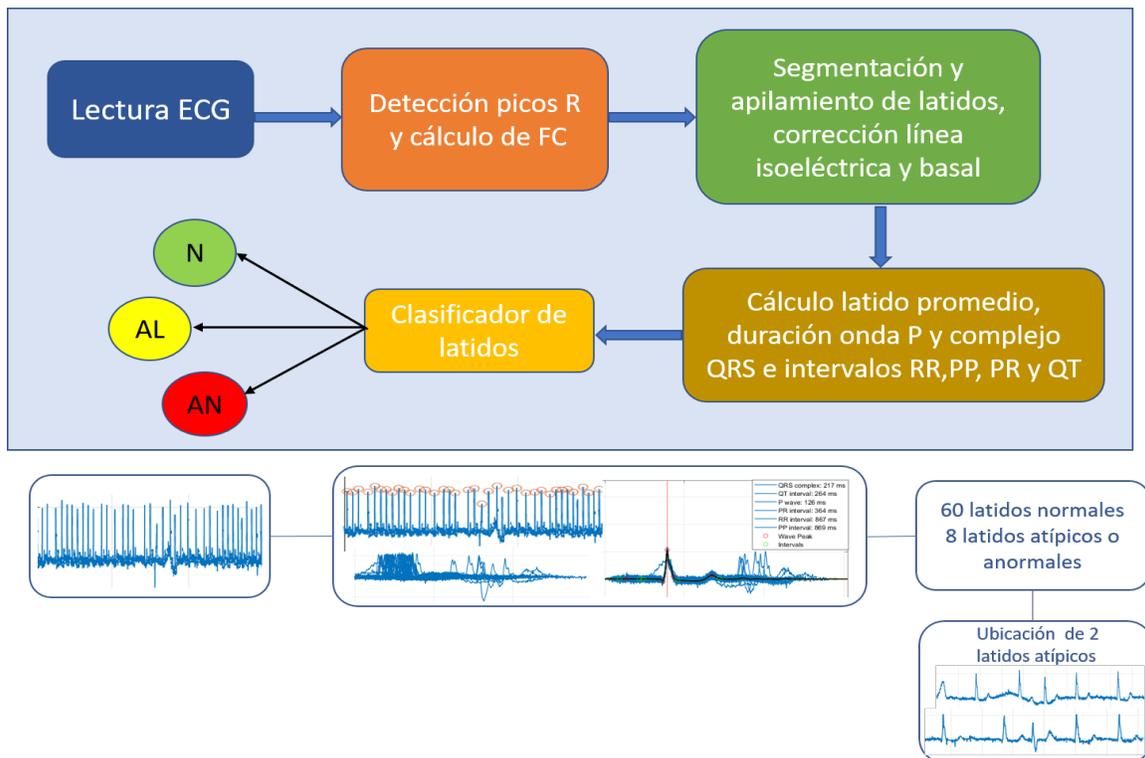


Figura 1. Diagrama de flujo de la metodología usada para implementar el sistema "asistente de cardiólogo"

Estos algoritmos se integran para formar una herramienta de diagnóstico que muestra al especialista los tramos del ECG en los que se presentan las anomalías. El diagrama de flujo de la Figura 1 muestra los procesos implementados en el sistema experto que sirve como asistente al cardiólogo para el diagnóstico y detección de anomalías morfológicas de latidos del corazón.

3. RESULTADOS

El sistema fue probado ampliamente con dos bases de datos públicas, MIT-BIH y China Physiological Signal Challenge (CPSC) 2018, mostrando su capacidad de procesamiento rápido de ECG y alta eficiencia en la detección de anomalías en morfología de latidos.

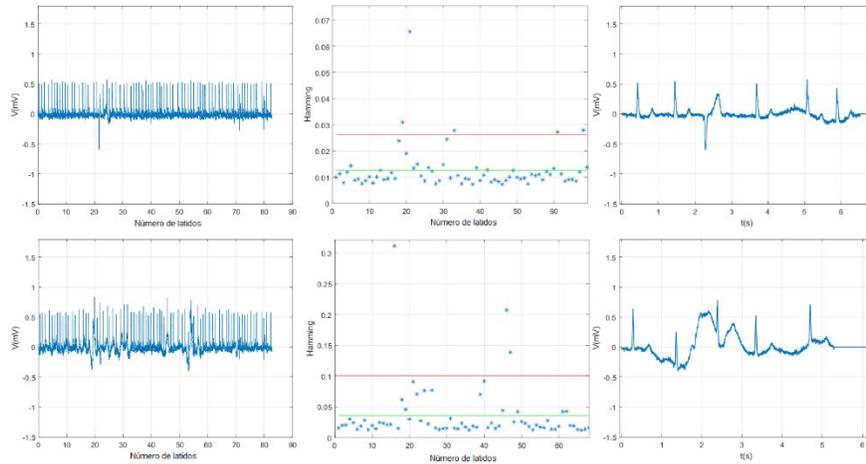


Figura 2. Presentación de los resultados de análisis de un ECG anormal usando el sistema 'asistente'. La primera fila corresponde a la derivada I y la segunda fila a la derivada II

La imagen anterior muestra una prueba con un ECG de la base de datos CPSC 2018 correspondiente al conjunto de ECG normales, la primera columna corresponde al ECG original de la derivada I y II respectivamente, la segunda columna muestra la clasificación de los latidos normales y atípicos en el espacio de características y la última columna muestra la vecindad en la que se ubica uno de los latidos atípicos detectados en cada derivada. En este ejemplo se detectaron 5 y 3 latidos atípicos en la derivada I y II respectivamente, este ECG fue etiquetado como anormal en CPSC 2018. El sistema visualiza las vecindades de cada latido atípico detectado para confirmar el resultado por el especialista.

En la siguiente prueba se procesa un ECG del conjunto de ECG etiquetados como normales en CPSC 2018. En el primer renglón, la primera gráfica muestra el ECG original, la segunda el resultado de la clasificación de latidos atípicos, la tercera se muestra el segmento de ECG original en el intervalo de tiempo de 4 a 18 segundos. En el segundo renglón la primera y segunda imagen muestran las vecindades de los latidos atípicos y la última imagen es la presentación de los latidos superpuestos en los que se observa que hay variaciones morfológicas con respecto al latido promedio (latido color amarillo).

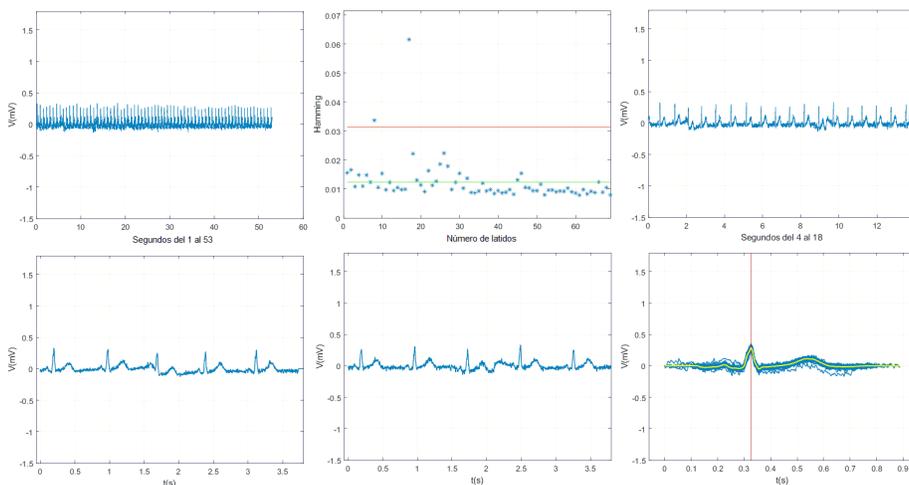


Figura 3. Presentación de los resultados de análisis de un ECG normal usando el sistema 'asistente', derivada I

La siguiente imagen muestra el registro 100 de la base de datos del MIT-BIH, tomando 555 segundos para este ejemplo. En el primer renglón de la imagen se representa el ECG original, la detección de picos R y el cálculo de la frecuencia cardíaca, así como la desviación estándar, respectivamente. El segundo renglón muestra: la superposición de los latidos no alineados, latidos alineados al pico de la onda R y el latido promedio (línea negra) y el cálculo de segmentos RR, RP, PP, complejo QRS y duración de onda P, la última imagen muestra la vecindad en la que se ubica uno de los latidos atípicos detectados.

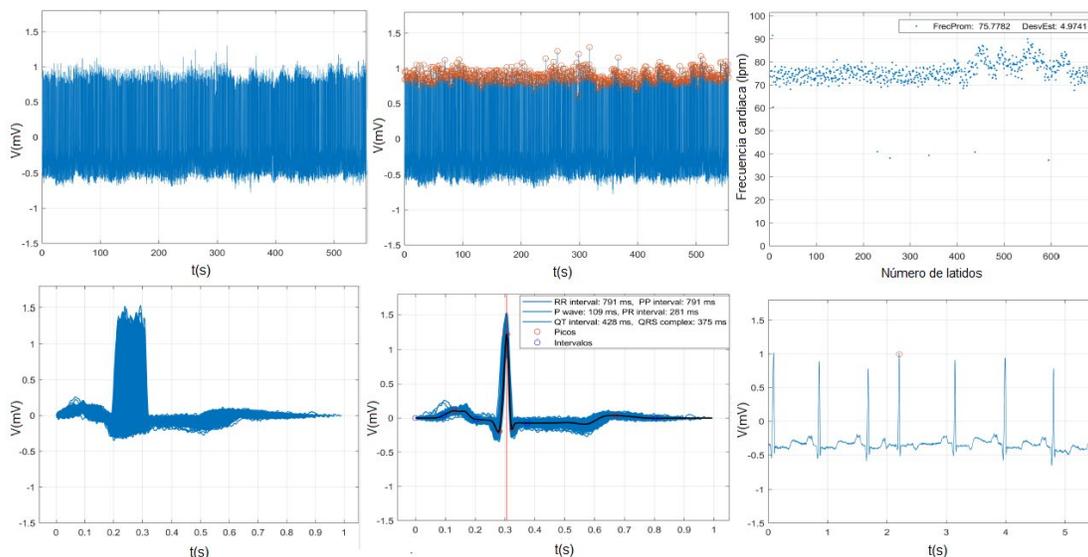


Figura 4. Presentación de los resultados de análisis del registro 100 de la base de datos MIT-BIH por el sistema 'asistente'

4. CONCLUSIONES

La atención adecuada para las personas con enfermedades cardiovasculares es escasa en muchos entornos. Además, el acceso a medicamentos y tecnologías esenciales es limitado, particularmente en países y poblaciones de bajos y medianos ingresos. Por lo que este desarrollo intenta subsanar este tipo de problemas. La clasificación fiable en tres grupos, ECG normales, de alerta y anómalos, permitirá a los cardiólogos centrarse en los detalles de diagnóstico de las personas con problemas cardíacos sin dedicar tiempo a los casos de personas sanas. Esta técnica computarizada permitirá evaluar la salud cardiovascular pública de manera preventiva, masiva y de bajo costo, contando con una mejor atención médica para la detección temprana y el tratamiento oportuno que es vital para reducir el impacto de las enfermedades del corazón.

En este trabajo presentamos el sistema asistente de cardiólogo con las siguientes características:

- Desarrollamos una presentación compacta de ECG por latidos apilados que permitió crear un espacio de características para la clasificación de latidos en tres grupos: Normales, Alerta y Anormales. Además, el sistema visualiza la ubicación los tramos de latidos que el especialista requiera analizar con mayor detalle.

- Agiliza el diagnóstico en señales de ECG de mediana y larga duración, facilita el monitoreo y diagnóstico masivo en grupos de riesgo de ECV permitiendo que el especialista se enfoque en la atención temprana de la salud cardíaca de los pacientes.
- Encontramos que el conjunto de ECG etiquetados como normales en la base de datos CPSC 2018 presentan un número considerable de derivadas con latidos anómalos.
- El sistema está dotado de una interfaz, puede ser instalado en una PC comercial y leer ECG de diferentes formatos.

5. REFERENCIAS

- [1]. T. Wang, Y. Qin, A novel multi-scale convolutional network with the attention-based bidirectional gated recurrent unit for atrial fibrillation discrimination, *Biocybernetics and Biomedical Engineering* 41 (2021) 445–455. doi <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2021.02.010>.
- [2]. X. Gu, J. Hu, L. Zhang, J. Ding, F. Yan, An Improved Method with High Anti-interference Ability for R Peak Detection in Wearable Devices, *IRBM* (2020) doi: <https://doi.org/10.1016/j.irbm.2020.01.002>
- [3]. Rahul, Jagdeep and Sora, Marpe and Sharma (2021). An improved cardiac arrhythmia classification using an RR interval-based approach. *Biocybernetics and Biomedical Engineering*. 41. doi: <https://doi.org/10.1016/j.bbe.2021.04.004>
- [4]. C. Cakir, Y. Ceylan, O. Y. Akbal, R. Sarikaya, S. Barutcu, Clinical characteristics and angiographic findings of non-st-elevation acute coronary syndrome patients admitted with normal electrocardiogram, *Journal of Electrocardiology* 60 (2020) 77–81. doi <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2020.03.002>.
- [5]. B. Mohamed, A. Issam, A. Mohamed, B. Abdellatif, Ecg image classification in real time based on the haar-like features and artificial neural networks, *Procedia Computer Science* 73 (2015) 32–39, International Conference on Advanced Wireless Information and Communication Technologies (AWICT 2015). doi <https://doi.org/10.1016/j.procs.2015.12.045>.
- [6]. D. Z., O. T., Y. E., Comparison of discrete wavelet and fourier transforms for ecg beat classification, *Electronics Letters* 35 (1999) 1502– 1504. <https://doi:10.1049/el:19991095>.
- [7]. L. Lu, J. Yan, C. W. de Silva, Feature selection for ecg signal processing using improved genetic algorithm and empirical mode decomposition, *Measurement* 94 (2016) 372–381. doi: <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2016.07.043>.
- [8]. I. İnan Güler, Elif Derya Übeyli, ECG beat classifier designed by combined neural network model, *Pattern Recognition* 38 (2) (2005) 199-208. doi: <https://doi.org/10.1016/j.patcog.2004.06.009>.
- [9]. A. S. Muhammad, G. Maheen, M. Muhammad, A. Majdi, Arrhythmia classification of ecg signals using hybrid features, *Computational and Mathematical Methods in Medicine* 2018 (2018). doi: <https://doi.org/10.1155/2018/1380348>.

- [10]. N. Du, Q. Cao, L. Yu, N. Liu, E. Zhong, Z. Liu, Y. Shen, K. Chen, Fm-ecg: A fine-grained multi-label framework for ecg image classification, *Information Sciences* 549 (2021) 164–177. Doi <https://doi.org/10.1016/j.ins.2020.10.014>.
- [11]. S. L. Oh, E. Y. Ng, R. S. Tan, U. R. Acharya, Automated diagnosis of arrhythmia using combination of cnn and lstm techniques with variable length heart beats, *Computers in Biology and Medicine* 102 (2018) 278–287. doi <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2018.06.002>.
- [12]. Ozal[˘] Yildirim, A novel wavelet sequence based on deep bidirectional lstm network model for ecg signal classification, *Computers in Biology and Medicine* 96 (2018) 189–202. doi: <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2018.03.016>.
- [13]. O. Yildirim, U. B. Baloglu, R.-S. Tan, E. J. Ciaccio, U. R. Acharya, A new approach for arrhythmia classification using deep coded features and lstm networks, *Computer Methods and Programs in Biomedicine* 176 (2019) 121–133. doi: <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2019.05.004>.
- [14]. Y. Kutlu, D. Kuntalp, A multi-stage automatic arrhythmia recognition and classification system, *Computers in Biology and Medicine* 41 (1) (2011) 37–45. doi <https://doi.org/10.1016/j.combiomed.2010.11.003>.
- [15]. J.-S. Wang, W.-C. Chiang, Y.-L. Hsu, Y.-T. C. Yang, Ecg arrhythmia classification using a probabilistic neural network with a feature reduction method, *Neurocomputing* 116 (2013) 38–45, *advanced Theory and Methodology in Intelligent Computing*. doi <https://doi.org/10.1016/j.neucom.2011.10.045>.
- [16]. S. Sahoo, M. Mohanty, S. Behera, S. K. Sabut, Ecg beat classification using empirical mode decomposition and mixture of features, *Journal of Medical Engineering & Technology* 41 (8) (2017) 652–661, pMID: 29111840. arXiv: <https://doi.org/10.1080/03091902.2017.1394386>, <https://doi:10.1080/03091902.2017.1394386>.

COMPRESIÓN DE MATERIAL DIGITAL ODONTOLÓGICO USANDO MODULACIÓN LOHSCHELLER

A. Padrón-Godínez ^a, R. Prieto Meléndez ^a, C. Salazar Figueroa ^b, A. Herrera Becerra ^a

^a Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, UNAM, México
[alejandro.padron](mailto:alejandro.padron@iccat.unam.mx); [rafael.prieto](mailto:rafael.prieto@iccat.unam.mx); [alberto.herrera](mailto:alberto.herrera@iccat.unam.mx); @iccat.unam.mx

^b Nueva Imagen Dental, cesarbigblue@icloud.com

RESUMEN

En la actualidad los estudios y análisis de cada paciente dental son almacenados digitalmente en archivos e imágenes bidimensionales junto con el historial clínico para generar un expediente. En este trabajo se presenta un método de compresión de imágenes digitales de radiografías panorámicas dentales mediante el algoritmo de modulación de la matriz de cuantificación Lohscheller y su almacenamiento en archivos. Este método es de gran utilidad para usuarios y especialistas por el manejo de gran cantidad de información contenida en las imágenes en un espacio de almacenamiento reducido como se verá en los resultados.

Palabras clave: Matriz Lohscheller, Compresión Digital, Imágenes Dentales

ABSTRAC

Currently, the studies and analysis of each dental patient are stored digitally in files and two-dimensional images along clinical history to generate health records. This paper presents a method of compression of digital images of panoramic dental radiographs using the modulation algorithm of the Lohscheller quantification matrix and its storage in files of lower capacity. This method is very important to users and specialists, because of the management of a big amount of image information contained in a little storage space as will be seen in the results.

Keywords: Lohscheller Matrix, Digital Compression, Dental Imaging

1. INTRODUCCIÓN

El procedimiento para detectar patologías dentales es mediante inspecciones físicas y radiografías por diente o panorámicas del paciente para llegar a un diagnóstico. Hay deficiencias dentales que no son fáciles de identificar visualmente como: caries ocultas, fracturas molares, raíces dentales cortas, etc.; éstas se localizan de manera efectiva por radiografía, Figura (1).

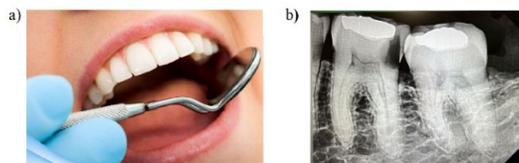


Figura 1. a) Inspección física y b) radiografía dental con caries interna (Nueva Imagen Dental - NID)

La compresión de imágenes consiste en procedimientos que tratan de minimizar el número de bits necesarios para representar una imagen. Las aplicaciones de la compresión de imágenes son principalmente la transmisión y almacenamiento de información. Unas de las técnicas más conocidas para lograr la compactación de imágenes es JPEG, que es un estándar de compresión. Con los trabajos que el grupo ha estado realizando para resaltar bordes y contornos mediante matrices de convolución se pretende que el almacenamiento de los expedientes clínicos sea de menor peso (archivos de menor tamaño) sin perder calidad en las imágenes digitales para diagnóstico. El procedimiento de cuantificar consiste en dividir el bloque de una matriz “M” de 8X8 (64-bit) de una imagen que se obtiene de procesar la Transformada Discreta Coseno (TDC) en dos dimensiones, entre la matriz Lohscheller (LH) de las mismas dimensiones y redondear su resultado al valor entero más próximo. Luego, para llevar a cabo la modulación se multiplica la matriz Lohscheller por un factor τ de calidad entre 0 y 1, obteniendo mejores resultados en el proceso de compresión de la imagen.

2. FUNDAMENTOS DE COMPRESIÓN JPEG

El *Joint Photographic Experts Group* (en adelante JPEG) es el método de compresión más utilizado actualmente para la compresión de imágenes con pérdida. Este método utiliza la transformada discreta del coseno (DCT), que se calcula empleando números enteros, por lo que se aprovecha de algoritmos de computación veloces. El JPEG consigue una compresión ajustable a la calidad de la imagen que se desea reconstruir, [1].

El JPEG desarrolló un formato de almacenamiento de la imagen digital basado en estudios de la percepción visual humana. Describe una familia de técnicas de compresión de imágenes fijas de tonalidad continua en escala de grises o color (24 bits).

JPEG emplea un esquema de compresión con pérdidas basado en la codificación por transformación. Tras varios años de supremacía de JPEG como estándar de compresión de imágenes aparece un nuevo competidor. Los nuevos tiempos requieren una compresión de imágenes con mayor potencia, así como nueva funcionalidad. Figura (2) imagen a comprimir.



Figura 2. Imagen digital de una radiografía panorámica con ausencia de órganos dentales y colapso de hueso (NID)

Es por ello por lo que se desarrolla JPEG 2000. Este estándar ofrece una mejor calidad subjetiva que JPEG y una mayor tasa de compresión y además ofrece una rica gama de nuevas características que consiguen el mismo éxito que tuvo su predecesor. Por ejemplo, con pérdida o sin pérdida de datos que son los detalles en la imagen que en algunos casos podría mejorar la calidad de la imagen o bien el mismo almacenamiento de imágenes. Además, JPEG 2000 ha sido pensado con multitud de campos de aplicación en mente, dispositivos multimedia, sistemas de información geográfica, transmisión satelital de imágenes por mencionar algunos. La Figura (3) muestra partes de proceso de compresión de imágenes según los estándares.

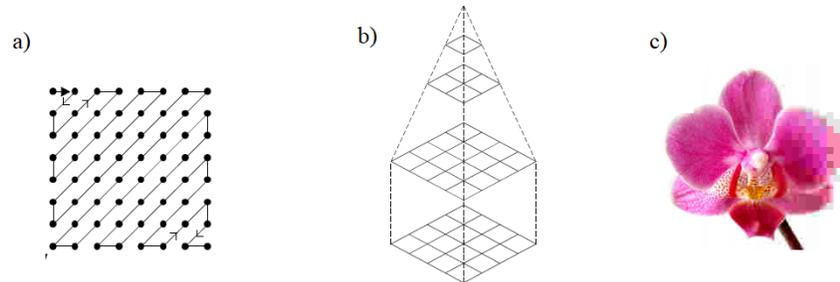


Figura 3. a) Barrido en zigzag de píxeles en una ventana de 8x8 para la cuantización (ITU-T81), b) esquema de reducción espacial del modo jerárquico del proceso de compresión usando la Transformada Coseno Discreta (ISO/IEC 10918-1) y b) compresión graduada de una flor usando el método JPEG. (Wikipedia)

2.1 Procedimientos para la compresión de imágenes

Se parte de una imagen de 512X512 píxeles y se divide en pequeños bloques de 8×8 píxeles, con una sección de datos de la imagen original, [2-5].

$$\begin{bmatrix} 52 & 55 & 61 & 66 & 70 & 61 & 64 & 73 \\ 63 & 59 & 55 & 90 & 109 & 85 & 69 & 72 \\ 62 & 59 & 68 & 113 & 144 & 104 & 66 & 73 \\ 63 & 58 & 71 & 122 & 154 & 106 & 70 & 69 \\ 67 & 61 & 68 & 104 & 126 & 88 & 68 & 70 \\ 79 & 65 & 60 & 70 & 77 & 68 & 58 & 75 \\ 85 & 71 & 64 & 59 & 55 & 61 & 65 & 83 \\ 87 & 79 & 69 & 68 & 65 & 76 & 78 & 94 \end{bmatrix}$$

Sub-Matriz de 8X8 píxeles

Después cada pequeño bloque se convierte al dominio de la frecuencia a través de la transformación discreta de coseno bidimensional, abreviadamente llamada DCT. El siguiente proceso es restarles 128 para que queden números en torno al 0, entre -128 y 127.

$$\begin{bmatrix} -76 & -73 & -67 & -62 & -58 & -67 & -64 & -55 \\ -65 & -69 & -73 & -38 & -19 & -43 & -59 & -56 \\ -66 & -69 & -60 & -15 & 16 & -24 & -62 & -55 \\ -65 & -70 & -57 & -6 & 26 & -22 & -58 & -59 \\ -61 & -67 & -60 & -24 & -2 & -40 & -60 & -58 \\ -49 & -63 & -68 & -58 & -51 & -60 & -70 & -53 \\ -43 & -57 & -64 & -69 & -73 & -67 & -63 & -45 \\ -41 & -49 & -59 & -60 & -63 & -52 & -50 & -34 \end{bmatrix}$$

Matriz centrada entre los valores -128 y 127

El codificador básico implementa un algoritmo de compresión con pérdidas (no se puede recuperar en la decodificación exactamente de la imagen original) basado en el uso de la Transformada Discreta del Coseno (DCT). La transformación de la matriz por DCT, y el redondeo de cada elemento al número entero más cercano.

$$\begin{bmatrix} -415 & -30 & -61 & 27 & 56 & -20 & -2 & 0 \\ 4 & -22 & -61 & 10 & 13 & -7 & -9 & 5 \\ -47 & 7 & 77 & -25 & -29 & 10 & 5 & -6 \\ -49 & 12 & 34 & -15 & -10 & 6 & 2 & 2 \\ 12 & -7 & -13 & -4 & -2 & 2 & -3 & 3 \\ -8 & 3 & 2 & -6 & -2 & 1 & 4 & 2 \\ -1 & 0 & 0 & -2 & -1 & -3 & 4 & -1 \\ 0 & 0 & -1 & -4 & -1 & 0 & 1 & 2 \end{bmatrix}$$

Matriz después de la DCT

Nótese que el elemento más grande de toda la matriz aparece en la esquina superior izquierda, este es el coeficiente DC.

JPEG incorpora las características del Sistema Visual Humano (SVH) en el proceso de compresión. Se ha demostrado que el sistema visual humano es más insensible a las variaciones de alta frecuencia. Aprovechando esta cualidad, se eliminará información de las imágenes a codificar (es por ello que el sistema tiene pérdidas) y se aprovechará este hecho para lograr la compresión, ver Figura (4).

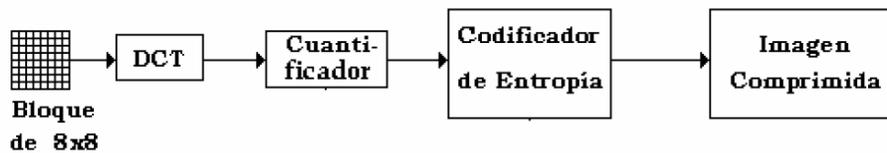


Figura 4. Es un diagrama de bloques simplificado que muestra los procedimientos involucrados en la compresión JPEG

La decodificación es esencialmente el proceso inverso a la codificación. Se llevan a cabo los mismos procesos, pero en orden inverso. Las tablas de especificación usadas en el proceso de codificación se llevan junto con el flujo de datos después de la compresión y se usan para la descompresión. El decodificador convierte el flujo de bits comprimido en una nueva tabla de coeficientes DCT. Estos se multiplican entonces por los coeficientes de cuantificación y se alimentan en el proceso DCT inverso IDCT (Transformada Discreta del Coseno Inversa). La salida del proceso es un bloque de píxeles reconstruido de tamaño 8x8. Por supuesto, este bloque de píxeles de 8x8 podría no reproducir exactamente el original ya que se perdió alguna información en el proceso de codificación, ver la Figuras (5), [6].

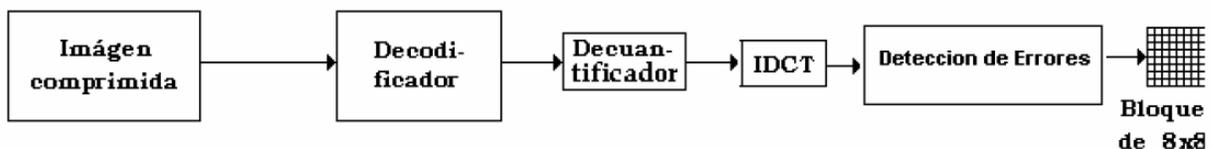


Figura 5. Diagrama de bloques simplificado del proceso básico involucrado en la descompresión JPEG

3. CUANTIFICACIÓN PROCEDIMIENTO EXPERIMENTAL

Como ya habíamos comentado, el ojo humano es muy bueno detectando pequeños cambios de brillo en áreas relativamente grandes, pero no cuando el brillo cambia rápidamente en pequeñas áreas (variación de alta frecuencia). Esto permite eliminar las altas frecuencias, sin perder excesiva calidad visual. Este procedimiento se realiza dividiendo cada componente en el dominio de la frecuencia por una constante para ese componente, y redondeándolo a su número entero más cercano. Este es el proceso en el que se pierde la mayor parte de la información (y calidad) cuando una imagen es procesada por este algoritmo. El resultado de esto es que los componentes de las altas frecuencias tienden a igualarse a cero, mientras que muchos de los demás, se convierten en números positivos y negativos pequeños [7-10].

Una matriz de cuantificación típica es la matriz de Lohscheller que se usa opcionalmente en el estándar JPEG:

$$\begin{bmatrix} 16 & 11 & 10 & 16 & 24 & 40 & 51 & 61 \\ 12 & 12 & 14 & 19 & 26 & 58 & 60 & 55 \\ 14 & 13 & 16 & 24 & 40 & 57 & 69 & 56 \\ 14 & 17 & 22 & 29 & 51 & 87 & 80 & 62 \\ 18 & 22 & 37 & 56 & 68 & 109 & 103 & 77 \\ 24 & 35 & 55 & 64 & 81 & 104 & 113 & 92 \\ 49 & 64 & 78 & 87 & 103 & 121 & 120 & 101 \\ 72 & 92 & 95 & 98 & 112 & 100 & 103 & 99 \end{bmatrix}$$

Matriz Lohscheller "LH" de Cuantización

Dividiendo cada coeficiente de la matriz de la imagen transformada DCT entre cada coeficiente de la matriz de cuantificación, se obtiene esta matriz, ya cuantificada:

$$\begin{bmatrix} -26 & -3 & -6 & 2 & 2 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & -2 & -4 & 1 & 1 & 0 & 0 & 0 \\ -3 & 1 & 5 & -1 & -1 & 0 & 0 & 0 \\ -4 & 1 & 2 & -1 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 1 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 & 0 \end{bmatrix}$$

Matriz Cuantificada

Por ejemplo, cuantificando el primer elemento, el coeficiente DC, quedaría así:

$$\text{round}\left(\frac{-415}{16}\right) = \text{round}(-25.9375) = -26$$

3.1 Factor de calidad (τ)

Como se mencionó al final de la introducción, para lograr mayor o menor compresión mediante la cuantización de los coeficientes obtenidos por la TDC, se define el factor de calidad que multiplica a la matriz LH. El factor de calidad es un número que modifica a la matriz de cuantización JPEG, para el propósito de este trabajo funciona como un modulador que varía en incrementos de 0,1 entre 0 y 1. Cuando es mayor a 1, la imagen empieza a perder

detalles, es decir se degrada. Se debe tener en cuenta que, mientras mayor sea el número en la matriz LH, menor cantidad de bits se utiliza para representar la componente que se ha dividido.

3.2 Resultados

Los resultados son mejores en el sentido de menor capacidad utilizada en bits o tamaño de la imagen comprimida. Se muestran los resultados obtenidos en gráficas después de modular la matriz LH de una imagen panorámica dental con respecto a su tamaño y a su porcentaje de compresión. Luego se presenta cómo, al regresar o recuperar los valores originales de la imagen, hay alguna pérdida en cuanto a tonos de color (que no es muy significativa para el tipo de diagnóstico). La Figura (6) muestra la descomposición de la imagen en las capas RGB.



Figura 6. Descomposición de imágenes digitales en capas RGB

Ahora veamos las imágenes durante el proceso de compresión, es decir la aplicación de las matrices en su caso, Figura (7).

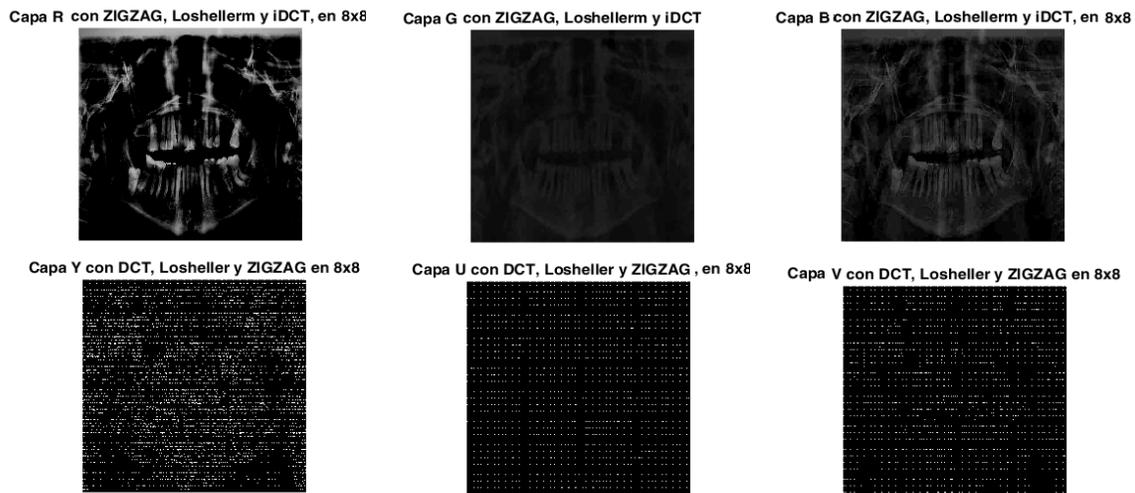


Figura 7. Imágenes para las capas RGB y YUV en el proceso de compresión JPEG

En la Figura (8) y (9) se presentan las imágenes en tonos de grises de las capas RGB y YUV para la compresión y después de la descompresión o proceso inverso.

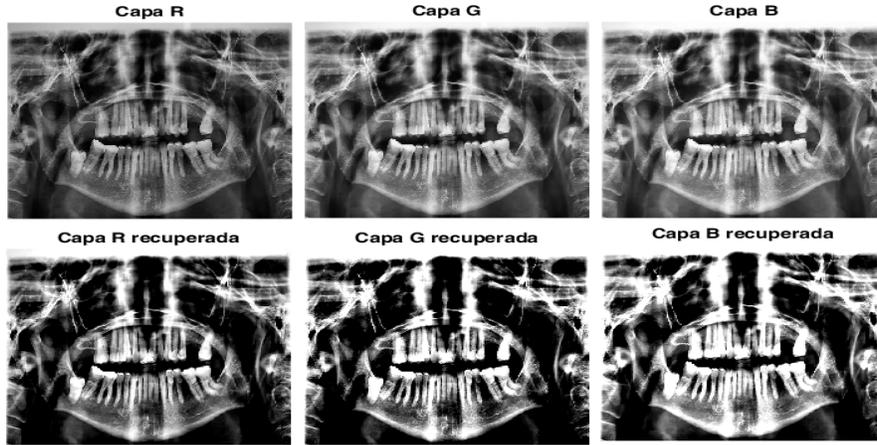


Figura 8. Planos RGB de una imagen dental tonos de grises primer fila e imágenes recuperadas después de hacer la compresión

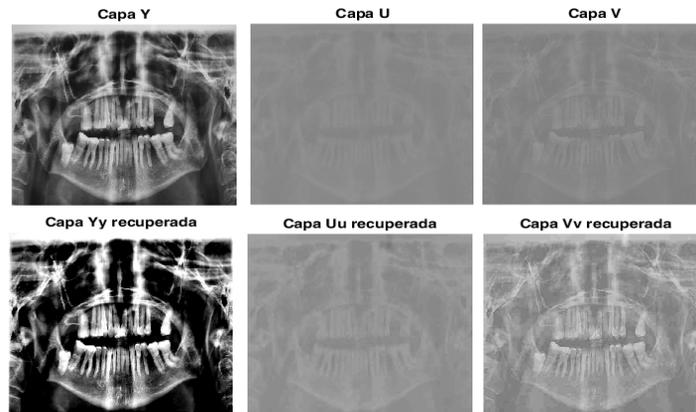


Figura 9. Planos YUV de una imagen dental tonos de grises e imágenes recuperadas después de hacer la compresión segunda fila

En la gráfica de la Figura (10), se muestran cómo cambia el tamaño y porcentaje de compresión de la imagen con respecto al factor de calidad τ entre 0 y 1.

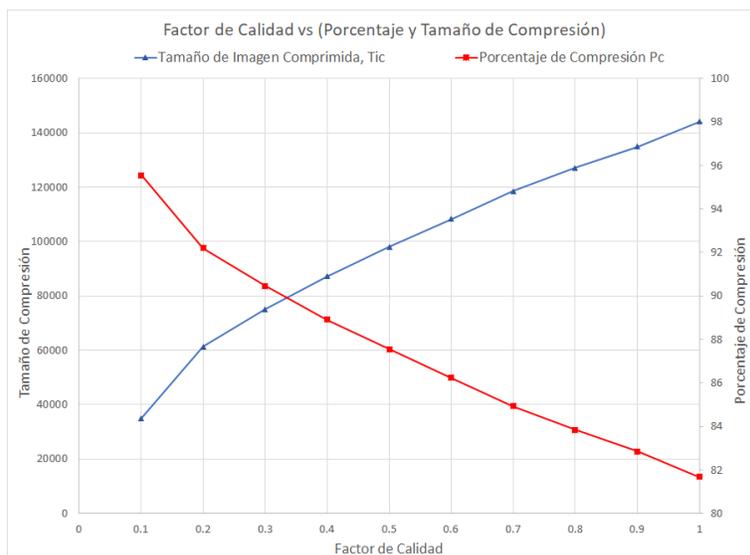


Figura10. Gráficas de Compresión

Para ver la degradación de las imágenes en el proceso de compresión se toman dos factores de calidad grandes, $\tau=1$ y $\tau=2$, Figura (11).

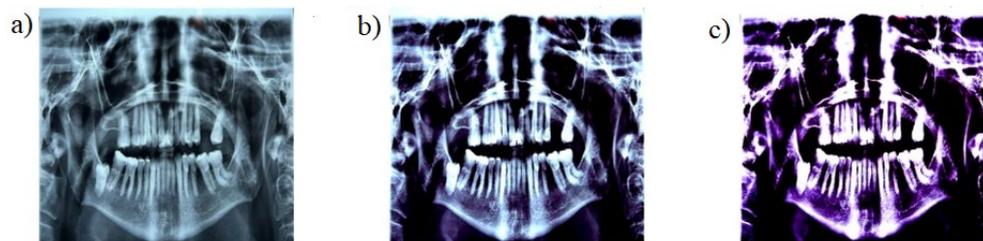


Figura 11. Comparación entre a) la imagen original, las RGB comprimidas y recuperadas con b) $\tau=1$ y c) $\tau=2$, respectivamente

4. CONCLUSIONES

El coeficiente de modulación τ de la matriz LH está relacionado con la calidad y la tasa de compresión de la imagen. Para comparar las diferencias entre el bloque original y el comprimido, se halla la diferencia entre ambas matrices, la media de sus valores absolutos, da una ligera idea de la calidad perdida. La eficiencia en cuanto almacenamiento de estas imágenes comprimidas mejora en comparación con sólo en método JPEG estándar, en la gráfica de la Fig. (10) se mostró hasta un 95.5% de compresión sin perder detalles. Este método funciona para los valores de τ entre 0 y 1. Luego para valores mayores de 1, se tiene una menor capacidad de compresión, es decir, crece el tamaño en bytes de la imagen comprimida y la imagen va perdiendo calidad. Puede haber otros factores que alteren la tasa de compresión de la imagen dentro del esquema de compresión JPEG, como usar la transformada discreta wavelet (TDW) en lugar de usar la transformada discreta coseno (TDC), que se analizarán en trabajos futuros. Realizando la modulación de la matriz de Lohscheller en el procedimiento de compresión JPEG de imágenes, se observa que los resultados obtenidos tienen un comportamiento de un crecimiento en el tamaño cuando el coeficiente de modulación τ aumenta. Por otro lado, se observa una disminución en el porcentaje de compresión cuando la modulación aumenta. Este procedimiento puede usarse en otras aplicaciones para el intercambio de datos médicos

5. REFERENCIAS

- [1] ITU-T Rec. T.81 | ISO/IEC 10918-1 (JPEG), Information technology – Digital compression and coding of continuous-tone images, 1992.
- [2] Peterson (H.A.) et al: Quantization of colour image components in the DCT domain, SPIE/IS&T 1991 Symposium on Electronic Imaging Science and Technology, 1991.
- [3] Lohscheller (H.): Vision adapted progressive image transmission, Proceedings of EUSIPCO, Vol. 83, pp. 191-194, 1983.
- [4] Lohscheller (H.) and FRANKE (U.): Colour picture coding - Algorithm optimization and technical realization, Frequenze, Vol. 41, pp. 291-299, 1987.
- [5] Lohscheller (H.): A subjectively adapted image communication system, IEEE Trans. on Communications, Vol. COM-32, pp. 1316-1322, 1984.

- [6] Albújar Camacho J. C. et al. "Codificador de video para redes IP", Universidad Peruana de Ciencias Aplicadas (UPC), 2000.
- [7] Padrón, A., Azuara, L., Prieto, R., et al. "Robustez de Marcas de Agua ante Ataques". XXIV Congreso Nacional de Instrumentación. Mérida, Yucatán, México. Octubre de (2009).
- [8] Padrón-Godínez, A., Treviño-Palacios, C.G., "Robustez de un ID óptico con CQR cifrados ante Ataques". XXXV Congreso de Instrumentación. CDMX-México. (2021).
- [9] Acevedo, M. A., López, J. L., Linares, R., "Marca de agua con la Transformada Haar en archivos de audio". 3er. CIIES, D. F. -México, (2002).
- [10] Padrón, A., Aguilar, G., Prieto, R., Herrera, A., Rosendo, J.A., Castillo, S., "The modulation of Lohscheller quantization matrix in the jpeg compression method". 1st ICIAS. Cancún, Q. R. – México. (2010).

VIOLENCIA EMOCIONAL EN ESTUDIANTES UNIVERSITARIAS

Araceli Jiménez Mendoza, Julio Hernández Falcón, Hugo Tapia-Martínez, Mario U. Morales Vázquez, Iñiga Pérez Cabrera

Facultad de Enfermería y Obstetricia, UNAM,
ajimenez@gmail.com, juliohernandezfalcon@yahoo.com.mx, htaapia@gmail.com,
healliz36912@gmail.com, inigapc@gmail.com

RESUMEN

Introducción: La violencia en la relación de pareja es un evento que impacta en la población universitaria y representa un problema de salud mental. **Planteamiento del problema.** El problema de la violencia es un indicador de la inequidad existente entre hombres y mujeres, no es ajena a la propia universidad. **Método:** Estudio cuantitativo, descriptivo, transversal. Muestra 362 estudiantes universitarias; se aplicó el Cuestionario de Violencia en el Noviazgo (CUVINO) como instrumento de diagnóstico; se respetó el consentimiento informado y el anonimato. **Resultados:** Los participantes sostienen una relación de pareja y manifestaron que "Frecuentemente", "Habitualmente" o "Casi Siempre" han vivido violencia de pareja. **Conclusiones:** Existe una relación entre la violencia emocional y el género en las estudiantes universitarias en sus relaciones socio-afectivas.

Palabras Claves: Violencia, Emocional, Estudiantes

ABSTRACT

Introduction: Violence in the university couple relationship is an event that impacts the university population, which represents a mental health problem. **Problem Statement.** The problem of violence is an indicator of the existing inequality between men and women, it is not alien to the university itself. **Method:** Quantitative, descriptive, cross-sectional study. Sample 362 university students; Questionnaire was applied Dating Violence Questionnaire (CUVINO) as a diagnostic tool; Informed consent and anonymity were respected. **Results:** The participants maintain a relationship and stated that "Frequently", "Usually" or "Almost Always" they have experienced partner violence. **Conclusions:** There is a relationship between emotional violence and gender in university students in their socio-affective relationships.

Key words: Violence, Emotional, Students

1. INTRODUCCIÓN

La violencia emocional en la relación de noviazgo es un evento que ha adquirido relevancia en la población estudiantil universitaria y representa un problema de salud mental. La violencia emocional o psíquica comprende al uso de gritos, amenazas, daño, aislamiento

social o físico, celos, intimidación, insulto, crítica, ignorar, ridiculizar, usar la mentira, romper promesas o insultar. en México la encuesta del Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI) sobre violencia en el noviazgo, reveló que 6.79% de los jóvenes señalan haber sufrido violencia física en los últimos doce meses recientes, incrementándose a 39.38 % al referirse a la violencia emocional. en los últimos veinte años, los estudios sobre violencia escolar se han multiplicado en las bases de datos especializadas [1] [2].

La violencia en general se define como «un evento que ocurre con gran fuerza, como un sismo o un choque de trenes, pero en lo relacionado a las interacciones sociales se refiere a la aplicación de agresión intensa que impone daños graves a personas o sus propiedades». También se define como «utilización de esa fuerza lesiva contra lo que se considera natural, justo, moral o legal [3]. En todo caso la violencia no es una conducta aceptable en las relaciones humanas y más aún en el reconocimiento de los derechos humanos primordiales de las personas.

La violencia en cualquier momento de la vida de las personas hace referencia a comportamientos transgresores o punitivos que la mayor parte de las veces afecta las relaciones e interacciones positivas que favorecen la vida académica y escolar. La conducta violenta en la mayor parte de los casos corresponde con los procesos sociales de aceptación, pertenencia, estatus, poder, reconocimiento. En el caso de los hombres muchas de las prácticas rituales e iniciáticas corresponden a la emergencia de conductas violentas. La violencia puede ser de carácter adaptativo que tiene una función de supervivencia y se presenta en situaciones esperadas. La violencia como agresividad social se presenta en los entornos menos favorecidos en donde la lucha por los espacios o recursos es constante, ejemplo de ello el ámbito escolar donde se ubican el agresor y la víctima [4].

La violencia mal adaptativa tiene especial interés desde el punto de vista de la salud mental y supone una falla en los mecanismos internos de regulación y control psicológico [5].

En los últimos años ha crecido el interés por estudiar las conductas violentas y antisociales y su relación con las conductas de riesgo (consumo de drogas). Sin embargo, es el Acoso escolar el que puede estar asociado con las conductas violentas el rendimiento académico, el robo y el consumo de alcohol o drogas [6].

2. VIOLENCIA EN EL NOVIAZGO

La violencia puede gestarse en el noviazgo, etapa en que los involucrados se espera den lo mejor de sí; sin embargo, también muchas veces no ocurre así y se hace presente la violencia en sus diversas formas. Algunos autores afirman que a mayor edad o mayor nivel escolar es menor la probabilidad de dependencia emocional [7]. Sin embargo, el estudio realizado en la Universidad del Estado de México (UAEM) [8], revela que no existe una relación significativa entre la duración del noviazgo y la aparición de la violencia. Señalado que es probablemente el ambiente familiar en que se forman los valores donde se gestan los patrones que dan pie a la violencia en el noviazgo.

Tipos de Violencia

La mayor parte de los estudios sobre violencia en el noviazgo se refieren a violencia física; sin embargo, ésta puede tener carácter psicológico y sexual; adquiriendo un carácter de género [9].

La violencia física corresponde a actos concretos de pegar, empujar o ejercer fuerza física para afectar la integridad de la persona agredida (torceduras, pellizcos, bofetadas, patadas, lesiones internas, provocar aborto).

La violencia Emocional o psíquica corresponde al uso de gritos, amenazas, daño, aislamiento social o físico, celos, intimidación, insulto, crítica, ignorar, ridiculizar, usar la mentira, romper promesas o insultar, descalificar, desvalorizar, humillar, insultar, criticar, amenazar, chantajear, generar temor y terror sobre uno de los miembros, para controlar y aislar mediante restricción de las salidas y/o menospreciar en público, lo cual puede propiciar baja autoestima, trastornos alimentarios, alteraciones del sueño; enfermedades gástricas, úlceras, dolor de cabeza y muscular [10],[11], [12].

La violencia sexual corresponde a ejercer presión física o emocional para imponer relaciones sexuales; ya sea por presión, coacción, intimidación.

La violencia económica se refiere a ejercer control en el manejo del dinero o la propiedad y en general cualquier recurso compartido en una relación de equidad.

Nuevas formas de violencia han emergido a partir del uso extensivo de las redes sociales como el llamado bullying electrónico u acoso cibernético [13],[14].

El objetivo del presente estudio es identificar las características de la violencia emocional en el noviazgo en estudiantes universitarios de la Facultad de Enfermería y Obstetricia de la UNAM.

3. METODOLOGÍA

Se trata de un estudio descriptivo, prospectivo, transversal y no experimental. El universo quedó constituido por la Facultad de Enfermería y Obstetricia de la UNAM. Las unidades de observación alumnos de las carreras de Licenciado en Enfermería y Licenciado en Enfermería y Obstetricia. Los criterios de inclusión fueron: Alumnos regulares, inscritos para el ciclo 2020-1. Los criterios de exclusión: Alumnos no regulares, alumnos de intercambio. Los criterios de eliminación: Alumnos que decidieran no participar en el momento de la aplicación del instrumento. La muestra fue convencional, de carácter no estadístico con una n de 322.

Para la recolección de datos se utilizó el cuestionario de violencia de pareja (CUVINO) para población adolescente y joven con 42 reactivos tipo Escala de Likert; validado en población hispana y latina con fiabilidad total de la escala (Alpha de Cronbach de 0.932) y de las subescalas (Alpha comprendida entre 0.58 y .0.81, con 6 factores por encima de 0.70)

indican unas cualidades psicométricas suficientes para considerar una herramienta de evaluación válida y confiable [15]; así como suficiente para considerarla como instrumento de diagnóstico en la violencia emocional de estudiantes universitarias.

El procesamiento estadístico fue a través de estadística descriptiva del programa SPSS versión 20. La ética del estudio considero el consentimiento informado y el anonimato de los datos.

4. RESULTADOS

Los participantes se destacaron por ser primordialmente mujeres, se entiende debido a que en la disciplina de enfermería es el género que elige la profesión.

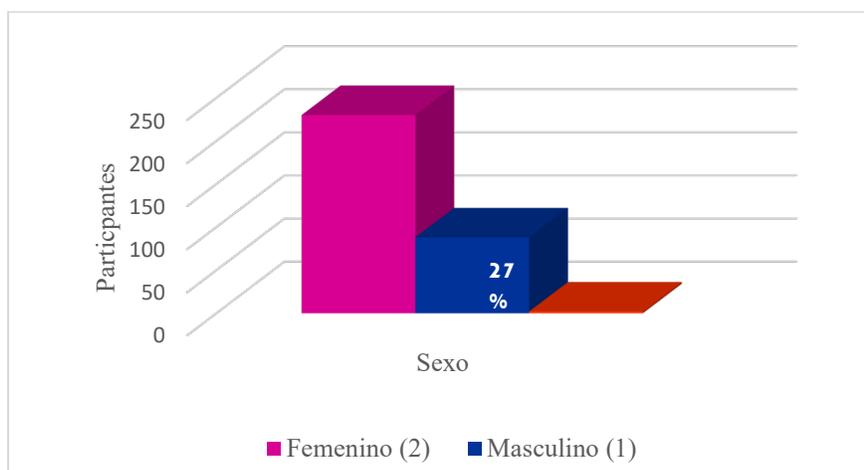


Figura 1. Género estudiantes Universitarias (os)

El porcentaje de edad de quienes participaron se ubicó en un 44% corresponden al grupo de 18 a 20 años y el 39% de 21 a 23 años.

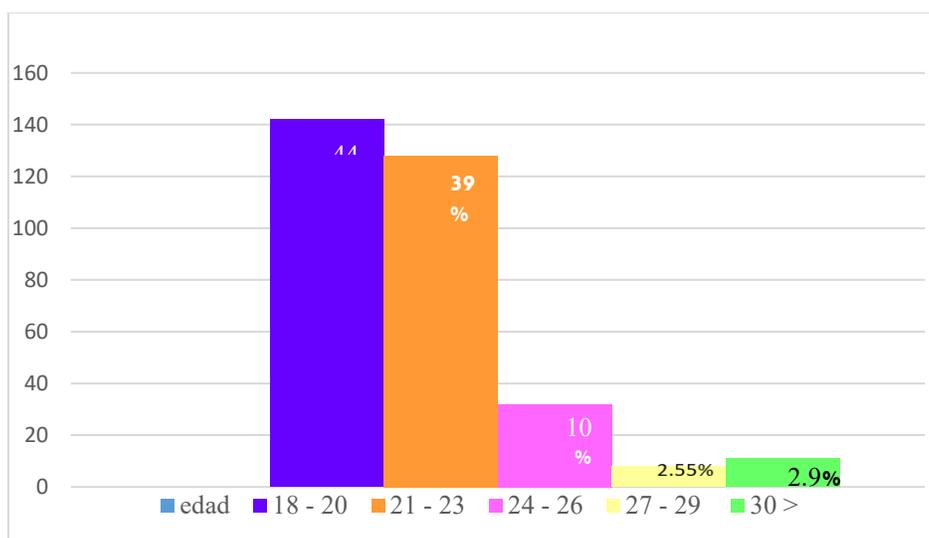


Figura 2. Porcentaje de edades de estudiantes universitarias (os)

Otro elemento que está presente en el ejercicio de la violencia de pareja es el argumento de que si trabaja entonces no presta atención a la relación, situación que detona en violencia.

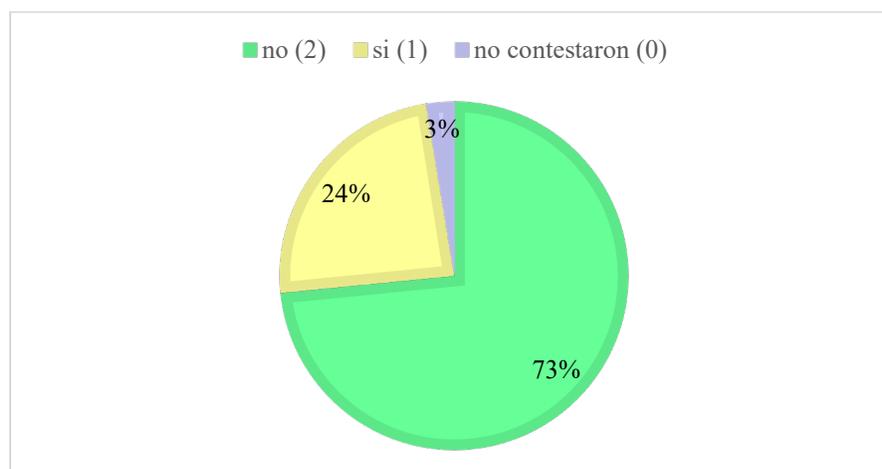


Figura 3. Trabajo Remunerado

Violencia en el Noviazgo

Del análisis de los resultados del instrumento CUVINO y de la asociación de las dimensiones, destaca la relación del desapego y trabajo como forma de violencia con la probabilidad dos veces mayor para quienes respondieron en concordancia los reactivos referidos a esta forma de maltrato.

Para el caso de la violencia física y la actividad laboral la probabilidad es seis veces mayor para quienes trabajan y lo mismo sucede con relación al maltrato por situaciones de género que casi es de dos y medio veces mayor probabilidad.

La violencia instrumental alcanza una probabilidad de seis y medio con respecto a la edad. (ver tabla 1).

Tabla 1. Asociación de dimensiones CUVINO

Asociación	Significancia LR chi2	Observación
Desapego y trabajo	4.17	Las personas que trabajan tienen casi 2 veces más probabilidad de violencia de desapego.
Violencia de Trabajo y Género	5.61	Las personas que Trabajan tienen casi 2.5 veces más probabilidad de vivir violencia de género.
Violencia física y trabajo	9.80	Las personas que Trabajan tienen casi 6 veces más probabilidad de violencia física.
Violencia instrumental y edad	10.87	Las personas de 20 años tienen casi 6.5 veces más probabilidad de experimentar violencia instrumental.

En el estudio se encontró que la mayor parte de los alumnos participantes muestran de las ocho dimensiones exploradas: desapego, humillación, violencia sexual, coerción, violencia física, violencia de género, castigo emocional, violencia instrumental, un nivel bajo de violencia; sin embargo es preocupante el nivel más alto de compromiso de la violencia

correspondiente al desapego que muestra en su reactivo #6 un poco más del 70 % y el reactivo #42 correspondiente a la coerción con el que alcanza 75 %.

Finalmente hay que señalar que el castigo emocional, el maltrato y la coerción no mostraron significancia asociada con el sexo, trabajo o edad de los participantes.

5. DISCUSIÓN

A través de la aplicación del instrumento CUVINO, se encontró una alta probabilidad de que la dimensión de desapego esté relacionada con la violencia emocional de la muestra estudiada, sin embargo, es necesario reconocer que en cada contexto las diversas dimensiones de la violencia pueden hacerse manifiestas e incluso prevalentes.

Así mismo se encontró una fuerte relación en quienes trabajan y el uso de la violencia de género manifiesta; es decir se burla de las mujeres u hombres en general, tiene pensamientos de inferioridad respecto de los demás, ha insultado, bromea o desprestigia y hace sentir que se violenta la sexualidad.

Los resultados coinciden con el estudio de Cortés-Ayala, et al [16], quienes realizaron un estudio sobre la prevalencia de conductas de violencia o maltrato de pareja (dating violence), y las diferencias por sexo y nivel de estudios a través de los ocho factores del cuestionario CUVINO en una muestra de 3495 jóvenes mexicanos de los cuales 55.2% eran preuniversitarios y 44.8% universitarios. Los resultados mostraron una elevada prevalencia de victimización, especialmente en el tipo de maltrato de tipo psicológico (desapego, coerción, humillación), sexual y por género; las adolescentes reportan más perpetración de violencia en el noviazgo y menos victimización, tanto en preuniversitarios como en universitarios. Los varones tienen una percepción de maltrato mayor, especialmente de tipo físico, castigo emocional e instrumental, aunque no son las conductas de mayor ocurrencia.

De la Villa Moral, García, Cuetos, Sirvent[6], mostraron que los jóvenes victimizados presentan mayor dependencia emocional y menor autoestima que los no victimizados; en función del género, se encontró que las adolescentes víctimas de violencia tuvieron menor autoestima y los varones ejercían con más frecuencia procesos de acomodación y de manipulación; se comprobó también una tasa superior de violencia y dependencia emocional en los estudiantes de Educación Secundaria frente a los universitarios.

6. CONCLUSIONES

El ejercicio de la violencia en el noviazgo y sus diversas modalidades se encuentra presente en la FENO-UNAM en un nivel bajo; sin embargo, los resultados orientan a considerar de mayor frecuencia al desapego y la coerción como formas de violencia hacia donde se deben enfocar los programas de prevención y Consejería en Salud Sexual y Reproductiva. El cuestionario CUVINO resultó ser un instrumento de diagnóstico fiable.

Dadas las características de los alumnos de la escuela (Porcentaje mayor de mujeres que de hombres) es mucho más manifiesta la referencia de la violencia tanto psicológica como de

género. La propia elección de la carrera en el contexto universitario hace de la formación una oportunidad de ruptura con los patrones prevalentes de violencia existentes en México y de forma particular a la llamada violencia de género.

7. RECOMENDACIONES

El estudio de la violencia en el noviazgo se hace necesario en el entorno escolar no solo por su carácter dinámico sino por los cambios que experimenta en su manifestación cualitativa y cuantitativa.

El nivel de violencia manifiesto del estudio orienta a la realización de programas preventivos cuya finalidad estaría priorizando los aspectos de autoestima y de enfoque de género que pueden incidir como factores protectores de la violencia en el noviazgo.

8. REFERENCIAS

- [1]. INEGI *Encuesta Nacional sobre Violencia en el Noviazgo (ENVIN)*. México: INEGI: (2007). Disponible en: <https://www.inegi.org.mx/programas/envin/2007/>
- [2]. Castro R, Casique I. “Violencia en el noviazgo entre los jóvenes mexicanos”, México; UNAM- IMJ, 13, (2010).
- [3]. Flores, P.M.L, Juárez, D.C, Vidaña,J. D.C . Percepción de la violencia en el noviazgo entre universitarios: ¿control o amor?. CUHSO. CULTURA-HOMBRE-SOCIEDAD ISSN 0716-1557 e-ISSN 0719-2789 VOL. 25 NÚM. 1 PÁGS. 47-61, (2015).
- [4]. Saucedo,R.C.L, Guzman,G,C, *La investigación sobre la violencia escolar en México: tendencias, tensiones y desafíos*. México: Cultura representaciones soc vol.12 no.24 México mar. (2018).
- [5]. Cornellá, C.J, Llucent, G.Á. Agresividad y violencia en niños y adolescents. Programa Salud i Escola”. Departament de Salut. Generalitat de Catalunya. Girona. (2014). https://sepeap.org/wp-content/uploads/2014/02/Ps_inf_agresividad_violencia.pdf
- [6]. Cerezo, R.F, Mendez, M.I. Adolescentes, agresividad y conductas de riesgo de salud: análisis de variables relacionadas. INFAD Revista de Psicología International Journal of Developmental and Educational Psychology, (1), 217-226, (2009).
- [7]. De la Villa Moral M, García A, Cuetos G, Sirvent C. Violencia en el noviazgo, dependencia emocional y autoestima en adolescentes y jóvenes españoles. Revista Iberoamericana de Psicología y Salud [Internet]. 8 (2):96-107. (2017). Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=245153986004>
- [8]. Olvera, R.J.A, Arias, L.J, Amador, V.R. Tipos de violencia en el noviazgo: Estudiantes Universitarios de la UAEM Zumpango. México: Revista Internacional de Psicología, 12 (2), 1-31. (2012). Disponible en: <https://www.iztacala.unam.mx/carreras/psicologia/psiclin/vol15num1/Vol15No1Art8.pdf>

- [9]. González, G.H, Fernández, D.J.T *Género y maltrato: Violencia de género en los jóvenes de Baja california*. Estudios Fronterizos, nueva época, vol. 11, núm. 22, p.32. (2010).
- [10]. Paramo MA, Arriagoni F. Violencia psicológica en la relación de noviazgo en estudiantes universitarios mendocinos (Argentina) Archivos de Medicina (Col), vol. 18, núm. 2, July-December, (2018).
- [11]. Alegría del Ángel, Manoella; Rodríguez Barraza, Adriana Violencia en el noviazgo: perpetración, victimización y violencia mutua. Una revisión Actualidades en Psicología. Instituto de Investigaciones Psicológicas, vol. 29, núm. 118, pp. 57-72, (2015).
- [12]. Ocampo-Álvarez, Estrada-Pineda, Chan-Gamboa. Violencia psicológica en noviazgo de adolescentes y jóvenes mexicanos. Revista de Educación y Desarrollo, 47. Octubre-diciembre (2018).
- [13]. Rojas S.J.L. *Violencia en el noviazgo de universitarios en México: Una revisión* [Dating Violence in Mexico College Students: A Review]. Revista Internacional de Psicología, 12 (2), 1-31, (2013).
- [14]. Mendoza, L.E. *Acoso cibernético o cyberbullying: Acoso con la tecnología electrónica*. México: Pediatría de México Vol. 14 Núm. 3, (2012).
- [15]. Rodríguez, F.L, López, C.B.J, Rodríguez, D.F.J, Bringas, M.C, Antuña, B.M.A, Estrada, P.C Validación de cuestionario de violencia entre novios (CUVINO) en jóvenes hispanohablantes: análisis de resultados en España, México y Argentina. Anuario de Psicología Clínica y de la Salud / Annuary of Clinical and Health Psychology, 6: 45-52 (2010).
- [16]. Cortés-Ayala L, Flores Galaz M, Bringas Molleda C, Rodríguez-Franco L, López-Cepero Borrego J, , Rodríguez Díaz F. J. Relación de maltrato en el noviazgo de jóvenes mexicanos. Análisis diferencial por sexo y nivel de estudios. Terapia Psicológica [Internet].33(1):5-12. (2015). Disponible en: <https://www.redalyc.org/articulo.oa?id=78539320001>

IDENTIFICACIÓN DE POSIBLES BIOMARCADORES DE ENFERMEDADES RENALES EN SUERO SANGUÍNEO MEDIANTE ESPECTROSCOPIA RAMAN.

Espinoza Quintanilla VM^a, Ávila Rodríguez R^a, Vitales Noyola M^b, Alvarado Hernández DL^c

^a Unidad Académica Multidisciplinaria Región Altiplano, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Matehuala, S. L. P., México.

a313005@alumnos.uaslp.mx, raquel.avila@uaslp.mx

^b Laboratorio de Ciencias Básicas, Facultad de Estomatología, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, S. L. P., México.

marlen.vitales@uaslp.mx

^c Departamento de Físico-Matemáticas, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, S. L. P., México.

diana.alvarado@uaslp.mx

RESUMEN

El Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) y el Instituto Nacional de Estadística Geografía (INEGI), reportaron en el 2023 que en México se registran cada año un aproximado de 14,000 muertos a causa de enfermedades renales.

En este proyecto, utilizando espectroscopia Raman, se realiza un análisis comparativo de la caracterización de muestras de suero sanguíneo de tres donadores sanos y nueve pacientes con avances distintos de enfermedades renales, con el propósito de identificar biomarcadores. En el análisis de resultados se visualizan las diferencias y similitudes de los espectros, obteniendo la información sobre las diferentes concentraciones de los compuestos causantes de las principales enfermedades renales, demostrando que la espectroscopia Raman puede ser un método diagnóstico de estas patologías.

Palabras claves: Suero sanguíneo, espectroscopia Raman, diagnóstico

ABSTRAC

The Mexican Institute of Social Security (IMSS) and the National Institute of Geographic Statistics (INEGI) reported in 2023 that in Mexico approximately 14,000 deaths are registered each year due to kidney diseases.

In this project, using Raman spectroscopy, a comparative analysis of the characterization of blood serum samples from three healthy donors and nine patients with different advances of renal diseases is performed in order to identify biomarkers. In the analysis of the results, the differences and similarities of the spectra are visualized, obtaining information about the

different concentrations of the compounds causing the main renal diseases, demonstrating that Raman spectroscopy can be a diagnostic method for these pathologies.

Key words: Blood serum, Raman spectroscopy, diagnostic

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades o afecciones renales son la incapacidad progresiva e irreversible del riñón para mantener sus funciones normales, siendo estas unas de las causas más frecuentes de mortalidad en México y en el mundo. Se trata de trastornos considerados una enfermedad catastrófica, término que la salud pública otorga a los padecimientos que presentan un incremento en el número de casos, altos costos de inversión, recursos humanos, materiales limitados por la detección y referencia tardía [1].

La espectroscopia Raman es una técnica empleada para el análisis cuantitativo de prácticamente cualquier material ya sea orgánico o inorgánico, proporciona en pocos segundos información química y estructural del compuesto estudiado, permitiendo así, su identificación. La espectroscopia Raman se fundamenta en la interacción con un haz de luz monocromática, en la cual, una pequeña parte de la luz se dispersa de manera inelástica, resultando en sutiles modificaciones de la frecuencia que son distintivas para el material en cuestión. Posteriormente, la frecuencia registrada se representa gráficamente y se utiliza para identificar los grupos funcionales predominantes, junto con la evaluación de su intensidad espectral [2].

El objetivo de este estudio es caracterizar y comparar el suero sanguíneo de tres donadores sanos y nueve pacientes con enfermedades renales en estadios diferentes de la enfermedad. Se utiliza la espectroscopia Raman para determinar los posibles biomarcadores característicos y obtener información sobre la presencia, ausencia y concentración de diferentes moléculas y compuestos, como aminoácidos, proteínas, lípidos y carbohidratos.

2. TEORÍA

La espectroscopia se originó como el estudio de la interacción entre radiación y materia en función de la longitud de onda. Actualmente la espectroscopia comprende el uso de los efectos de absorción, emisión o dispersión de radiación electromagnética por la materia con el objetivo de estudiar cualitativa o cuantitativamente la materia. La espectroscopia Raman es una técnica poderosa que se utiliza para analizar los grupos funcionales activos presentes en el suero sanguíneo, es una técnica espectroscópica utilizada en química y física de la materia condensada para estudiar los modos de baja frecuencia en un sistema. Se basa en la dispersión inelástica de luz monocromática, generalmente de un láser, que interactúa con excitaciones en el sistema [3]. La espectroscopia Raman es una técnica no invasiva y prometedora que se utiliza para el análisis de muestras biológicas, como el suero sanguíneo.

El suero sanguíneo es la fracción líquida de la sangre obtenida después de la coagulación. Contiene una amplia gama de compuestos químicos, incluyendo proteínas, lípidos, carbohidratos, metabolitos y electrólitos. Estos componentes desempeñan funciones vitales en

el organismo, como el transporte de nutrientes, la eliminación de desechos y la regulación del equilibrio ácido-base. [4].

Al aplicar la espectroscopia Raman al suero sanguíneo, es posible identificar y cuantificar biomarcadores y cambios metabólicos asociados con enfermedades renales. Por ejemplo, se ha demostrado que la concentración de ácido siálico en el suero sanguíneo puede variar en grupos control, pacientes con gingivitis y pacientes que padecen periodontitis [5]. Además, la espectroscopia Raman amplificada de superficie (SERS) puede ser utilizada para caracterizar y obtener información sobre los grupos funcionales activos en el suero sanguíneo para detectar enfermedades renales [6].

Las enfermedades renales son un problema de salud significativo en México. Según datos recientes, la enfermedad renal crónica (ERC) afecta a una proporción considerable de la población mexicana. Factores como la diabetes, la hipertensión y la obesidad contribuyen al aumento de los casos de enfermedad renal en el país. Además, la falta de acceso a servicios médicos adecuados y la falta de conciencia sobre la importancia de la detección temprana agravan aún más la situación. [7]

En el contexto de las enfermedades renales, la espectroscopia Raman ha demostrado su capacidad para detectar alteraciones bioquímicas asociadas con estas enfermedades. Los estudios han revelado cambios en la concentración y distribución de compuestos como proteínas, lípidos y metabolitos en el suero sanguíneo de pacientes con enfermedad renal. [8]

Los problemas renales en México, particularmente la enfermedad renal crónica y la diabetes tipo 2, representan una carga significativa para el sistema de salud [9]. La espectroscopia Raman puede identificar cambios bioquímicos sutiles en el suero sanguíneo que pueden indicar la presencia de enfermedad renal en etapas tempranas, lo que permite una intervención temprana y un mejor manejo de la enfermedad y puede proporcionar información en tiempo real sobre la progresión de la enfermedad renal, lo que ayuda a los médicos a evaluar la eficacia de los tratamientos y ajustarlos según sea necesario.

En un estudio realizado por Staritzbichler y cols, se evaluó la aplicación potencial de la espectroscopia Raman en laboratorios médicos para una variedad de biomarcadores. El estudio analizó espectros Raman de muestras de suero sanguíneo de pacientes con enfermedad hepática utilizando algoritmos matemáticos y validó los resultados en muestras independientes. Se encontró que la espectroscopia Raman tiene un alto potencial para cuantificar múltiples biomarcadores en diagnósticos de laboratorio médico. La prevención del sobreajuste y la validación de datos independientes son importantes en los estudios de espectroscopia Raman [10]. Otro estudio utilizó la espectroscopia Raman para analizar muestras de orina y se identificaron genes clave expresados diferencialmente en la enfermedad renal crónica [11].

3. PARTE EXPERIMENTAL

Para la parte experimental se empleó un análisis comparativo, metodología que implica elaborar la comparación sistemática de diferentes muestras o grupos con el fin de identificar

similitudes y diferencias en las variables de interés. En este caso, se realizó una comparación entre los diferentes ejemplares de suero sanguíneo mostrados en la Figura 1. La obtención de muestras utilizadas, tanto de pacientes sanos como de aquellos que padecen enfermedades, fueron obtenidas en colaboración con un profesional con experiencia en el campo correspondiente y con el previo consentimiento informado de los pacientes involucrados. Las muestras fueron adquiridas exclusivamente con el propósito de servir como material de investigación en el contexto de este estudio.



Figura 1. Muestras de suero sanguíneo

Para la preparación de muestras, con una pipeta se depositó cada suero sanguíneo en cubetas para espectrofotetría. En la realización de las mediciones se utilizó un espectrómetro Raman marca Ocean Optics modelo QE65000 con una potencia de 499 mW y una luz láser de 785 nm, el espectrómetro empleado se puede visualizar en la Figura 2. El procesamiento de datos se desarrolló mediante el software Origin 2018.

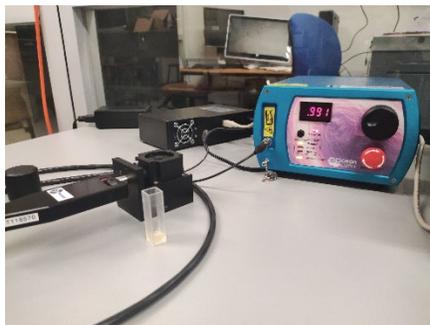


Figura 2. Espectrómetro Raman

3.1 Resultados

Los resultados se compararon visualmente a través de tres gráficas distintas mostradas en la Figura 3. En la primera gráfica, se agruparon los espectros obtenidos a partir del suero sanguíneo de donadores sanos. En la segunda gráfica, se presentaron los datos de los pacientes que padecen alguna enfermedad renal. La tercera gráfica, permitió la comparación de un espectro de un donador sano con el de un paciente que presenta deficiencia renal.

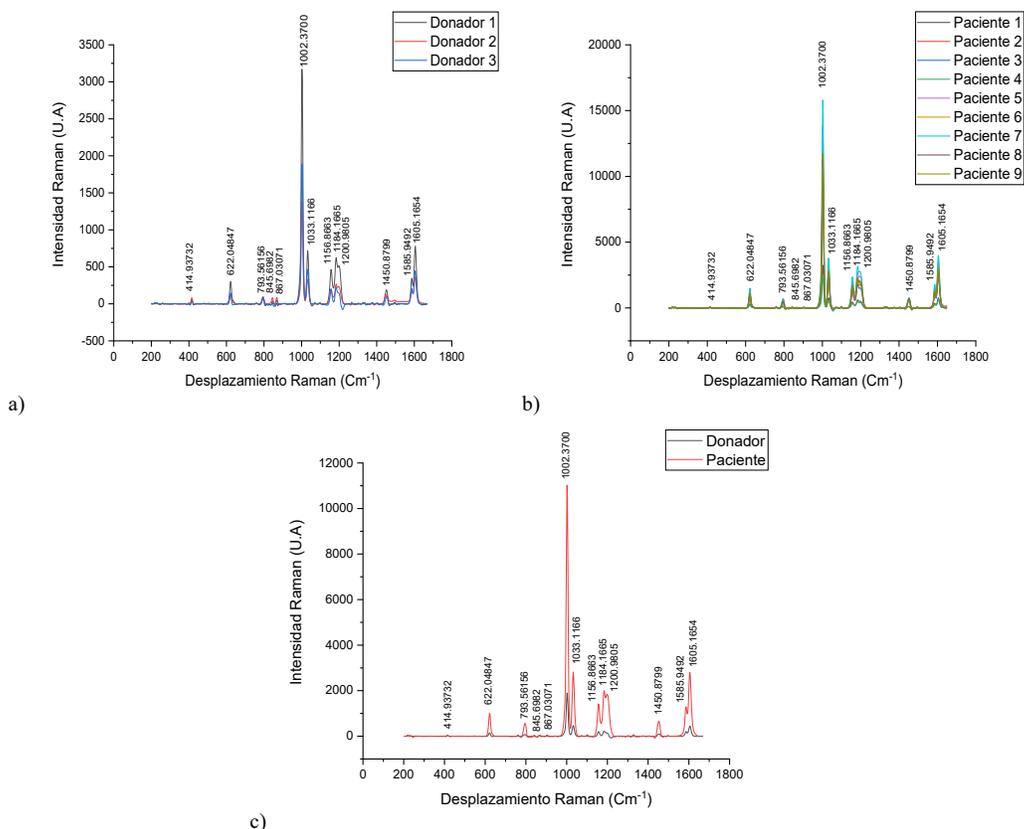


Figura 3. a) Espectros de donadores sanos, b) Espectros de pacientes con enfermedades renales, c) Comparación del espectro de un donador sano con un paciente con afección renal

Al examinar las gráficas, se observó que todos los espectros mostraron picos en rangos de frecuencia similares. Sin embargo, la diferencia notable se encontró en la intensidad de estas frecuencias. La intensidad refleja la cantidad de un compuesto específico presente en la muestra analizada. A través de esta comparación, se pudo apreciar que la intensidad de todos los picos en los espectros de los pacientes con enfermedad renal difiere significativamente de la de los donadores sanos.

Cada pico en el espectro corresponde a la presencia de un grupo funcional particular en una molécula, el procesamiento de datos y la caracterización se visualizan en la Tabla 1. Los grupos funcionales son conjuntos de átomos unidos químicamente que tienen características y propiedades específicas. Estos grupos funcionales agrupan diferentes compuestos químicos que comparten enlaces químicos similares.

Al identificar los picos y asignarlos a grupos funcionales conocidos, podemos inferir la presencia de compuestos químicos que contienen esos grupos funcionales en la muestra analizada. Por ejemplo, si encontramos un pico característico de un grupo funcional de Amidas, podemos deducir que hay compuestos químicos en la muestra que contienen enlaces de tipo peptídicos.

Tala 1. Caracterización de frecuencias Raman para determinar grupos funcionales activos

Frecuencia Raman (cm-1)	Rango de Frecuencia	Nombre del grupo	Grupo Funcional Raman	Compuestos Químicos
414.93732	400-600	Proteínas	Amidas	Albúmina, Globulinas, Fibrinógeno, Enzimas, Anticuerpos, Creatinina, Urea, Alanina, Prolina, Valina, Treonina, Lisina, Glutamina, Glutamato, Leucina, Isoleucina, Serina, Asparagina, Aspartato, Glicina, Fenilalanina, Tirosina, Triptófano, Metionina, Cisteína.
622.04847	600-800	Azúcares	Carbohidratos	Glucosa, Fructosa, Galactosa, Manosa, Xilosa, Ribosa, Arabinosa, Lactosa, Maltosa, Sacarosa.
793.56156	750-900	Proteínas/ Lípidos	Colina/ Fosfolípidos	Prolina, Hidroxiprolina, Glicina, Serina, Alanina, Glutamina y Asparagina, Colina, Fosfatidilcolina, Fosfatidiletanolamina, Fosfatidilinositol, Fosfatidilserina, Esfingomielina.
845.6982	800-900	Proteínas/ Lípidos	Proteínas/ Lípidos	Prolina, Hidroxiprolina, Glicina, Serina, Alanina, Glutamina, Asparagina, Colina, Fosfatidilcolina, Fosfatidiletanolamina, Fosfatidilinositol, Fosfatidilserina, Esfingomielina.
867.03071	800-900	Proteínas/ Lípidos	Proteínas/ Lípidos	Prolina, Hidroxiprolina, Glicina, Serina, Alanina, Glutamina, Asparagina, Colina, Fosfatidilcolina, Fosfatidiletanolamina, Fosfatidilinositol, Fosfatidilserina, Esfingomielina.
1002.3700	900-1100	Lípidos	Ésteres	Prolina, Hidroxiprolina, Glicina, Serina, Alanina, Glutamina, Asparagina, Colina, Fosfatidilcolina, Fosfatidiletanolamina, Fosfatidilinositol, Fosfatidilserina, Esfingomielina.
1033.1166	1000-1100	Proteínas/ Lípidos	Amidas/ Ésteres	Beta-caroteno, Licopeno, Amidas de Ácidos Grasos, Fosfolípidos, Colesterol Esterificado.
1156.8663	1100-1200	Proteínas	Amidas	Glucosa, Colágeno, Elastina, Albumina, Globulinas, Fibrinógeno, Hemoglobina, Mioglobina, Proteínas de fase aguda (CRP, haptoglobina, etc.), Creatinina.
1184.1665	1100-1200	Proteínas	Amidas	Prolina, Hidroxiprolina, Glicina, Serina, Alanina, Glutamina y Asparagina, Fenilalanina, Tirosina, Triptófano, Histidina.
1200.9805	1100-1300	Aminoácidos/ Ácidos Nucleicos	Aminoácidos/ Ácidos Nucleicos	Prolina, Hidroxiprolina, Glicina, Serina, Alanina, Glutamina y Sparagina, Ácidos nucleicos (ADN, ARN).

1450.8799	1400-1500	Proteínas	Amidas	Ácidos Grasos, Triglicéridos, Fosfolípidos, Amidas de Aminoácidos y Urea.
1585.9492	1500-1600	Proteínas	Amidas	Prolina, Hidroxiprolina, Glicina, Serina, Alanina, Glutamina y Asparagina, Amidas de Proteínas (I, II, III, IV, V), Ácido Úrico.
1605.1654	1500-1700	Proteínas	Amidas	Prolina, Hidroxiprolina, Glicina, Serina, Alanina, Glutamina y Asparagina, Amidas de Proteínas (I, II, III, IV, V), Creatinina.

4. CONCLUSIONES

La metodología utilizada, análisis comparativo, en el procesamiento de los espectros obtenidos mediante espectroscopia Raman de suero sanguíneo aporta información sobre grupos funcionales activos de cada muestra. Los picos presentados en los espectros de donadores sanos y pacientes con enfermedades renales difieren en la intensidad Raman, además se localizaron picos característicos de grupos funcionales, lo que podría mostrar la posibilidad de utilizar la espectroscopia Raman como una herramienta altamente sensible para la detección temprana y diferenciación de enfermedades renales, ya que cada pico representa un grupo funcional distinto que podría servir como indicador de la presencia de alguna deficiencia renal específica. La notable variación en las intensidades de los espectros indica la posible existencia de rangos de intensidad que podrían ser considerados para determinar la salud de una persona, lo que podría tener un impacto significativo en la atención médica y el diagnóstico de estas condiciones.

Sin embargo, es necesario realizar un mayor número de pruebas, así como comparar los resultados con estándares de referencia para respaldar plenamente la hipótesis.

5. REFERENCIAS

- [1] Wein, A. J., Kavoussi, L. R., Partin, A. W., & Peters, C. A. (2016). Campbell-Walsh Urology.
- [2] Willard, H. H. (1991). Métodos instrumentales de análisis.
- [3] Gutiérrez Cano, V., & Otero Márquez, J. (diciembre de 2014). Espectroscopia Raman: Fundamento y aplicaciones. Recuperado de https://www.researchgate.net/publication/280720782_Espectroscopia_Raman_Fundamento_y_aplicaciones
- [4] K. T. Pattanaik, R. V. R. Murthy, and P. S. Pandiyan, "Serum: The Platinum Standard in Liquid Biopsy," Trends Biomater. Artif. Organs, vol. 33, no. 1, pp. 2–7, 2019.
- [5] Hernández Cedillo, A. (2019). Estudio del ácido siálico en saliva como biomarcador clínico para la implementación de una herramienta adicional en el tamizaje de cáncer cervicouterino, lesiones precancerosas y enfermedad periodontal [Master's thesis, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Facultad de Ciencias, CIACYT-UASLP]. Recuperado de

<http://www.fc.uaslp.mx/pca/tesis/2019Maestria/Hern%C3%A1ndezCedilloAlondra-Maestria201991.pdf>

- [6] Mendoza Sánchez, A. N. (2011). Estudio de las propiedades ópticas y dosimétricas del nano conjugado ^{99m}Tc -EDDA/HYNIC-GGC-AUNP-BOMBESINA por efecto del tamaño de nana partícula (Tesis de maestría en ciencias con especialidad en física médica). Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Facultad de Medicina, Toluca, México. Recuperado de <https://www.osti.gov/etdeweb/servlets/purl/21471615>
- [7] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), "Encuesta Nacional de Salud y Nutrición de Medio Camino 2016," 2016.
- [8] A. J. Berger, I. Itzkan, and M. S. Feld, "Mechanical model of Raman excitation of biological media," *J. Phys. Chem. B*, vol. 101, no. 29, pp. 5780–5789, 1997.
- [9] Delrue, C., & Speeckaert, M. M. (2022). The potential applications of Raman spectroscopy in kidney diseases. *Journal of Personalized Medicine*, 12(10), 1644. <https://doi.org/10.3390/jpm12101644>
- [10] Staritzbichler, R., Hunold, P., Irina, E., Hildebrand, P. W., Isermann, B., & Kaiser, T. (2021). Raman spectroscopy on blood serum samples of patients with end-stage liver disease. *PLOS ONE*, 16(9), e0256045. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0256045>
- [11] Kong, X., Liang, H., An, W., Bai, S., Miao, Y., Qiang, J., Wang, H., Zhou, Y., & Zhang, Q. (2023). Rapid identification of early renal damage in asymptomatic hyperuricemia patients based on urine Raman spectroscopy and bioinformatics analysis. *Frontiers in Chemistry*, 11. <https://doi.org/10.3389/fchem.2023.1045697>

DESEMPEÑO DE TELESCOPIOS GALILEANOS EN PACIENTES INFORMADOS CON DIAGNÓSTICO DE BAJA VISIÓN

I. Muñoz-Juárez^a, M. I. Rodríguez-Rodríguez^a, D. Aguirre-Aguirre^b, R. Hernández-Carbajal^a

^a Carrera de Optometría FES Iztacala-UNAM,
314192439@iztacala.unam.mx, martin.isaias.rodriguez@iztacala.unam.mx,
ruth.hernandez.carbajal@iztacala.unam.mx

^b Instituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, Universidad Nacional Autónoma de México
daniel.aguirre@icat.unam.mx

RESUMEN

En este trabajo se presenta el desempeño de dos telescopios Galileanos; uno fabricado mediante lentes de manufactura aditiva (impresión 3D), y el otro construido con lentes comerciales de tiendas especializadas, ambos diseños son caracterizados para obtener un poder de amplificación de 2X con un campo de visión entre 9 a 14 grados aproximadamente. Además, se estudia la funcionalidad de ambos instrumentos mediante pruebas de agudeza visual con cartilla Feinbloom, así como pruebas de sensibilidad al contraste. Para llevar a cabo esta propuesta, se identifica al paciente con diagnóstico de baja visión. Se muestran los resultados obtenidos con ambos telescopios, los cuales reportan un aumento de agudeza visual de un 50% al ser adaptados al paciente en cuestión.

Palabras clave: Telescopio galileano, baja visión, agudeza visual, sensibilidad al contraste

ABSTRACT

This research project explores the performance of two Galilean telescopes: one constructed using lenses produced through additive manufacturing (3D printing), and the other assembled with commercially available lenses from specialized stores. Both designs are characterized to achieve a 2X magnification power with an approximate field of view ranging from 9 to 14 degrees. Furthermore, the operational effectiveness of both optical instruments is evaluated through visual acuity assessments employing a Feinbloom chart, as well as contrast sensitivity examinations. To carry out this study, individuals diagnosed with low vision are recruited as participants. The outcomes of this investigation demonstrate a remarkable 50% improvement in visual acuity when these telescopes are tailored to the specific needs of the patients involved.

Key words: Galilean telescopes, low vision patient, visual acuity, contrast sensitivity

1. INTRODUCCIÓN

La baja visión o vista parcial, se define como la agudeza central reducida o la pérdida de campo visual irreversible [1], la cual, no se puede corregir con el uso de lentes oftálmicas o de contacto, y limita las actividades de la vida diaria de las personas que lo padecen, por lo cual, es necesario recurrir al uso de algún tipo de sistema óptico que permita mejorar esta condición del paciente. En México, de acuerdo con el INEGI 2020, hay 6,179,890 de personas con algún tipo de discapacidad, el 44% representa a la población que tiene discapacidad visual [2]. Los Telescopios Galileanos y Keplerianos, son las opciones utilizadas como ayuda óptica en el caso de visión intermedia-lejana [1,3-6]. Estos instrumentos suelen ser diseños compactos que le permiten al paciente incrementar su agudeza visual. Su utilidad principal es mejorar la zona central de visión. En la Fig. 1 se muestra un arreglo compacto de un telescopio Galileano.

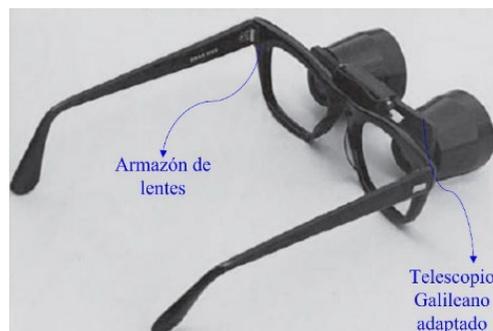


Figura 1. Telescopio Galileano adaptado a un armazón de lentes [2]

Para estudiar la funcionalidad de estos instrumentos en pacientes diagnosticados con baja visión, es necesario aplicar pruebas de agudeza visual con cartilla de Feinbloom y sensibilidad al contraste con la prueba de Sensibilidad al Contraste (CSV 1000). De acuerdo con la Clasificación Internacional de Enfermedades (CIE 11), la baja visión lejana se clasifica en cuatro grupos los cuales se especifican en la tabla 1[7]:

Tabla 1. Clasificación de problemas de Agudeza Visual

Agudeza Visual	Clasificación
Leve	Inferior a 6/12
Moderado	Inferior a 6/18
Grave	Inferior a 6/60
Ceguera	Inferior a 3/60

2. TEORÍA

De manera general, los telescopios están formados por dos lentes denominadas; lente objetivo y lente ocular. El lente objetivo tiene la función de formar una imagen real de un objeto lejano, mientras que la lente ocular cumple con la función de examinar dicha imagen real como si fuera una lupa, tal como se muestra en la Fig. 2.

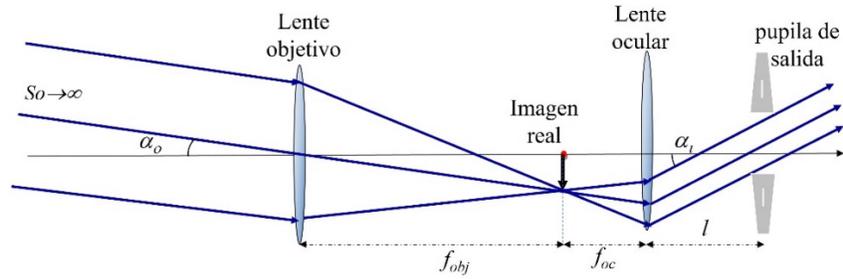


Figura 2. Diagrama de un Telescopio

Para el caso de los telescopios se considera que el objeto está situado muy lejano al lente objetivo, de tal manera que podemos suponer que todos los rayos que llegan a él provienen del infinito, es decir, son todos paralelos entre sí. El ocular, se coloca de tal forma que su plano focal anterior coincida con la imagen formada por el objetivo, de esta manera la imagen resultante estará formada al infinito [3].

El objeto visto a ojo desnudo, como se suele decir técnicamente, tiene un diámetro angular definido por (α_o) , mientras que el mismo objeto visto a través del instrumento tiene un diámetro angular aparente denominado (α_i) , con lo cual, el poder de amplificación angular del instrumento puede calcularse como:

$$P. A_{Exp} = \frac{\tan \alpha_i}{\tan \alpha_o} \quad (1)$$

Por otro lado, para el caso de los telescopios, al tener dos lentes (objetivo y ocular), cada una de ellas tiene su correspondiente distancia focal, definidas como $f_{objetivo}$ y f_{ocular} , de tal manera que su poder de amplificación experimental se expresa como:

$$P. A_T = -\frac{f_{objetivo}}{f_{ocular}} \quad (2)$$

El signo negativo de la Ec. (2) físicamente significa que la imagen intermedia aparece invertida. Otra expresión conveniente para el poder de amplificación surge cuando consideramos los diámetros de la pupila de entrada y salida del telescopio, es decir, D_1 es el diámetro del lente objetivo y D_2 es el diámetro de la pupila de salida, entonces:

$$P. A = \frac{D_1}{D_2} \quad (3)$$

2.1 Telescopios Galileanos

Los telescopios refractores son sistemas ópticos que tienen un propósito mayor que una lente simple, de tal manera que deben tenerse en cuenta las principales aberraciones ópticas corregidas, donde, las aberraciones de esfericidad, la coma y la aberración cromática son las más importantes.

Entre los objetivos refractores más importantes se encuentra el telescopio Galileano, el cual se compone de igual manera de dos lentes; un lente objetivo y un ocular, en el caso de los telescopios Galileanos se utiliza una lente positiva como objetivo y una lente negativa como ocular, preferentemente de alto poder dióptrico.

Para el área de baja visión en óptica oftálmica, los telescopios Galileanos tienen la peculiaridad de que son arreglos compactos, de unos cuantos centímetros, además, tienen la ventaja de que forman una imagen ampliada derecha. Por el contrario, una posible desventaja es que no alcanzan poderes de ampliación mayores a 5x, sin embargo, usados como ayudas ópticas en pacientes con diagnóstico de baja visión es suficiente el poder de ampliación que proporcionan. Un detalle para considerar es que la pupila de salida de este instrumento se encuentra dentro del mismo telescopio, por lo cual, al ver con este instrumento se tiene la sensación de ver a través de un tubo [3]. En la figura 3 se muestra un arreglo esquemático de un telescopio Galileano.

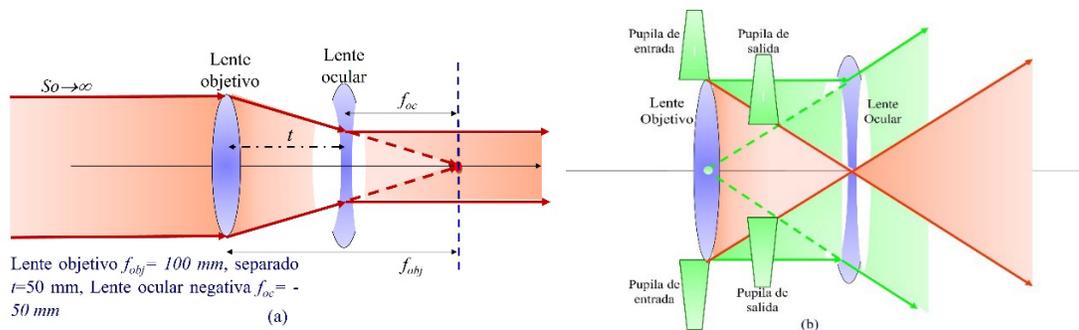


Figura 3. a) Diagrama que representa un Telescopio Galileano. b) Diagrama cualitativo con trazo de rayos en un Telescopio Galileano localizando las pupilas de entrada y salida del sistema

El telescopio Galileano es un instrumento afocal, esto debido a que sus dos focos están en el infinito. Su campo visual está determinado por el diámetro del lente objetivo y la distancia del ocular al ojo del observador [1,3,4].

Las lentes que hemos propuesto para llevar a cabo la construcción de nuestros telescopios son; lentes compradas en tiendas especializadas, las cuales se propone comparar con lentes impresas mediante ingeniería aditiva. En ambos casos se busca obtener un poder de ampliación de 2X. Esta es nuestra primera propuesta para evaluar el desempeño de lentes que se imprimen por ingeniería aditiva, por lo cual, se optó por propuesta de poder de ampliación (2X) por sencillas para la construcción e implementación del instrumento.

Para el caso del telescopio Galileano, la Ec. (2) definida previamente sigue siendo válida, con la salvedad que ahora la lente ocular es negativa, de tal manera que la expresión se modifica mediante la ecuación (3) [5].

$$P.A. = \frac{f_{ob}}{f_{oc}} \quad (4)$$

Donde f_{ob} representa la distancia focal del lente objetivo (positiva) y f_{oc} es la distancia focal de la lente ocular (negativa). Por otro lado, el poder de ampliación experimental se sigue

calculando tal como se mostró en la Ec. (1), sin embargo, dicha ecuación se puede simplificar como se muestra en la Ec. (5). [5].

$$P.A. \frac{\alpha_i \text{ valor medido a través del telescopio}}{\alpha_o \text{ valor medido directamente}} \quad (5)$$

En este caso α_i representa el tamaño angular de la imagen vista a través del telescopio y α_o representa el tamaño angular del objeto medida a ojo desnudo.

3. DESARROLLO EXPERIMENTAL

Se construyeron dos telescopios Galileanos, uno instrumentado con lentes de vidrio BK-7 de tiendas especializadas y el otro con lentes fabricadas mediante impresión 3D por manufactura aditiva como se describe en refs. [8-10]. Para las lentes fabricadas mediante manufactura aditiva se usó la resina Clear de Form Labs [10].

El primer telescopio fue construido con una montura especial de Thorlabs, con un lente objetivo de 50 mm y una lente ocular de -25 mm. El segundo telescopio fue construido con un tubo de material accesible, mediante una lente objetivo de 100 mm y una lente ocular de -50 mm, para ambos casos se obtiene un Poder de Amplificación teórico de 2x. La lente ocular (lente negativa) es colocada en una posición intermedia entre la lente objetivo (lente positiva) y su punto focal posterior. En este caso como se trata de lentes delgadas por lo que sus planos principales de ambas lentes se localizan en el vértice de la superficie. Ambos telescopios (Comercial y fabricado por ingeniería aditiva) se muestran en la Fig. 4.



Figura 4. a) Lentes marca Thorlabs, b) Lentes de resina generadas mediante manufactura aditiva, c) Instrumentación de Telescopio con lentes y montura Thorlabs, d) Instrumentación de Telescopio con lentes de resina y tubo de material accesible

Tomando en cuenta las ecuaciones Ecs. (4) y (5), se puede calcular el poder de amplificación teórico y experimental, el cual se define de la siguiente manera para cada instrumento.

$$P. A_{\text{teórico}} = -\frac{50 \text{ mm}}{-25 \text{ mm}} = 2X, \quad (6)$$

$$P. A_{\text{teórico}} = -\frac{100 \text{ mm}}{-50 \text{ mm}} = 2X. \quad (7)$$

Para el cálculo del poder de amplificación experimental se toma en cuenta la Ec. 5. Para esto, se mide el tamaño angular del objeto directamente, y el de la imagen vista a través del instrumento, estos valores se sustituyen en la expresión correspondiente.

Para el tamaño angular del objeto se tiene.

$$\alpha_o = \frac{h_o}{d_s} = \frac{6.5 \text{ mm}}{670 \text{ mm}} = 0.00895 \quad (8)$$

h_o representa la altura del objeto, d_s es la distancia del objeto al lente objetivo. Correspondientemente, para el tamaño angular de la imagen se tiene.

$$\alpha_i = \frac{h_i}{d} = \frac{6.5 \text{ mm}}{310 \text{ mm}} = 0.0209 \quad (9)$$

h_i representa la altura de la imagen visto a través del instrumento, y d es la distancia de la lente ocular a la zona peri orbitaria del observador. Con ambos datos obtenidos se calcular el Poder de Amplificación experimental

$$P. A = \frac{0.0209}{0.00895_{exp}} \quad (10)$$

3.1 Análisis del Campo Visual

Se propuso una metodología para calcular el campo visual que se puede observar a través de ambos telescopios a diferentes distancias. Para esto, se tomó como objeto de referencia un letrero de la clínica de optometría de la FES Iztacala medido a diferentes distancias.

La primera distancia fue; a 1.20 metros, a esta distancia se calculó el campo visual, para eso hicimos uso de la Ec. 11, después, nos alejamos a 1.80 metros donde nuevamente calculamos el campo visual, así sucesivamente hasta llegar a 4.8 metros, en pasos de sesenta centímetros como se muestra esquemáticamente en la Fig. 5. Adicionalmente, se muestra una tabla 2 de los valores del campo visual calculados a cada distancia.

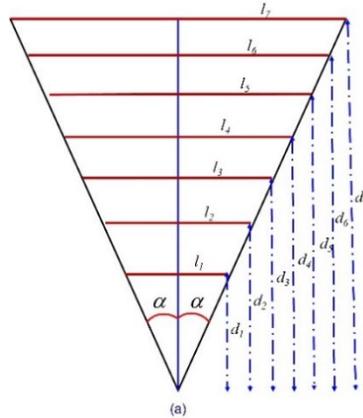


Figura 5. a) Esquema de campo visual, donde l subíndice representa la medida del tamaño del objeto, d subíndice es la distancia del objeto al observador, α es el ángulo de campo visual

Tabla 2. Lista de valores de campo visual a diferentes distancias

Distancias d_i (cm)	Tamaño Imagen l_i (cm)	Campo Visual α (grados)
120	15	14.25
180	19.4	12.30
240	26	12.37
300	31	11.80
360	36.1	11.45
420	40.9	11.12
480	52.1	12.30

Haciendo uso de la relación trigonométrica mostrada en la Ec. (11), se puede determinar el campo visual (α), como se muestra en las gráficas de la Fig. 6., para el desempeño de ambos telescopios.

$$\alpha = \tan^{-1} \frac{l}{d} \equiv \frac{\text{semicampo visual}}{\text{dist. de observación}} \quad (11)$$

Con los datos obtenidos se realizó una gráfica del campo visual vs la distancia de observación usando ambos telescopios (Línea negra de la gráfica de la Fig. 6.). Se puede observar que se presentan algunas variaciones del campo visual calculado a diferentes distancias, esto es debido a que el instrumento usado para medir fue un flexómetro con resolución de ± 1 mm, esto conlleva a errores experimentales en la medición de cada dato, sin embargo, los datos experimentales del campo visual caen entre dos desviaciones estándar, por otro lado, el campo visual esperado sería un valor constante (línea azul de la gráfica de la Fig. 6). Con este procedimiento se logró analizar el desempeño de dichos instrumentos en un análisis preliminar.

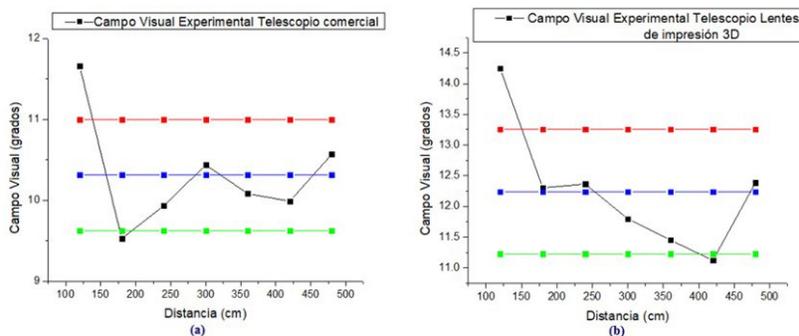


Figura 6. A) Campo visual de Lentes Comerciales de Thorlabs y b) Campo visual Lentes de manufactura aditiva. (Las mediciones se encuentran en negro, el promedio en azul, y las dos desviaciones estándar en color rojo y verde)

4 FUNCIONALIDAD CLÍNICA DE TELESCOPIOS

4.1 Datos del paciente a evaluar

Paciente femenino de 77 años con padecimiento: Degeneración Macular asociada a la Edad (DMAE), Exotropía, Catarata Nuclear en Ojo Derecho y Catarata Posterior en Ojo Izquierdo. Estos padecimientos son característicos para un diagnóstico de baja visión moderada. Se midió la Agudeza Visual de ambos ojos con una cartilla especial para pacientes con baja visión (Cartilla de Feinbloom), para esto, debe utilizarse una buena iluminación.

Agudeza Visual del paciente con uso de lentes oftálmicas (mediante cartilla de Feinbloom), antes de adaptar Telescopio:

- (Ojo Derecho) OD: 20/160
- (Ojo Izquierdo) OI: 20/800

Los anteriores se interpretan de la siguiente manera:

Para este caso, el paciente puede ver a 20 pies o 6 metros aproximadamente lo que una persona normovisual (20/20) realmente puede ver a 160 pies o 48 metros aproximadamente. Al adaptar un telescopio Galileano afocal permite amplificar la imagen y mejorar la condición del paciente.

4.2 Adaptación de telescopio Galileano

Se adaptó ambos telescopios, el de lentes comerciales y el de lentes de manufactura aditiva, como ayuda óptica, estos se deben adaptar en el ojo con mejor visión, pero para pruebas de desempeño en ambos instrumentos, se utilizó en ambos ojos. Se dejó a la paciente manipular los instrumentos hasta que ella se sintiera cómoda y pudiera enfocar los optotipos de lejos y se midió nuevamente la Agudeza Visual.

Agudeza visual del paciente con uso de Telescopio Galileano de Thorlabs (lentes comerciales).

- Ojo Derecho (OD): 20/80
- Ojo Izquierdo (OI): 20/720

Agudeza visual del paciente con uso de Telescopio Galileano de lentes de manufactura aditiva (3D).

- Ojo Derecho (OD): 20/120
- Ojo Izquierdo (OI): 20/800

4.3 Resultados de Agudeza Visual (usando cartilla de Feinbloom)

Para ojo derecho, mejoró de moderado a leve con el uso del Telescopio de lentes comerciales, mientras que con el uso de lentes de manufactura aditiva se mantuvo en moderado, de acuerdo con la clasificación de la Clasificación Internacional de Enfermedades (CIE 11).

Para ojo izquierdo no hubo mejoría visible con ninguno de los dos telescopios ya que reporta una condición grave de acuerdo con la clasificación de baja visión.

4.4 Resultados de sensibilidad al contraste (usando test CSV 1000)

La sensibilidad al contraste se relaciona con la realización de algunas actividades de la vida diaria, como la percepción de caras, movilidad suficiente y reconocimiento de distancias y objetos [6].

La prueba se realizó con una prueba CSV 1000, para medir la sensibilidad al contraste lejana antes de la adaptación del telescopio y después de la adaptación, como se muestra en la fig.7.

Al adaptar ambos telescopios se observa una mejoría de contraste, sin embargo, no existe una diferencia significativa entre el uso del telescopio de lentes especializadas y el de lentes de manufactura aditiva. En la Fig. 7 se muestra el procedimiento de toma de Agudeza Visual con cartilla de Feinbloom. Al igual que la prueba de sensibilidad al contraste con el test CSV 1000 y sus resultados.

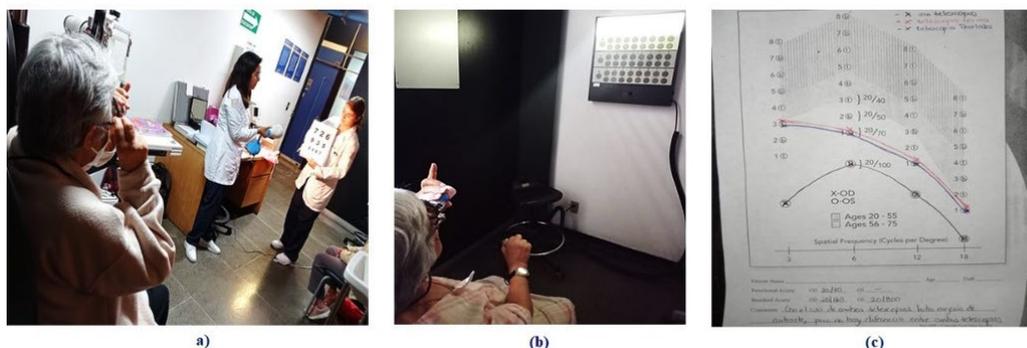


Figura 7. a) Evaluación de Agudeza Visual con Cartilla de Feinbloom y Telescopio adaptado al paciente. b) Evaluación Prueba de Sensibilidad al Contraste con Telescopio adaptado al paciente. c) Resultados de Prueba de Sensibilidad al Contraste con ambos Telescopios

5. CONCLUSIONES

La propuesta desarrollada en este trabajo muestra la implementación de telescopios Galileanos para débiles visuales, los cuales, permiten mejorar la condición y agudeza visual del paciente en un 50% con lentes comerciales y un 35% con lentes impresas en 3D. La función principal de este instrumento es amplificar del orden de 2X las imágenes, de esta manera, proporciona una mejor calidad y nitidez en las imágenes por la amplificación que produce, más que por una corrección refractiva. Por otro lado, el desempeño de ambos instrumentos en cuanto a campo visual, permiten observar en un rango de 8° de campo visual para las lentes comerciales de Thorlabs y 11° para las lentes de resina. Adicionalmente, se realizaron pruebas de sensibilidad al contraste; se observó una mejoría de contraste con el uso de ambos telescopios, sin embargo, no existe diferencia significativa entre el uso del telescopio de lentes comerciales y el de lentes de manufactura aditiva. Finalmente, el telescopio adaptado proporciona mayor calidad óptica, lo cual le permite al paciente obtener mayor nitidez, mayor entrada de luz y una mejor respuesta visual.

Agradecimientos

Programa de Apoyo a Proyectos de Investigación e Innovación Tecnológica (PAPIIT) (IA106823, IT100321), and FESI-PAPCA 2021-2022-43. PAPIME (PE 109023). Al Dr. R. Díaz-Uribe por prestar lentes especiales para realizar una exploración preliminar. A la Maestra María Concepción Rodríguez Salgado por sus asesorías en el área de baja visión.

6. REFERENCIAS

- [1]. Fannin T., Grosvener T., [Óptica Clínica], Ediciones Omega, Barcelona, 375-381, (2007).
- [2]. INEGI., [Discapacidad]., México, (2020). Recuperado el 29/09/2023 [Internet] <https://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx#:~:text=De%20acuerdo%20con%20el%20Censo,mujeres%20y%2047%20%25%20son%20hombres.>
- [3]. Malacara D., [Óptica Básica], Fondo de Cultura Económica, 3er Edición, México, 149-150, (2015).
- [4]. Hecht E., [Optica], Addison Wesley Iberoamericana, Madrid, 2002.
- [5]. Díaz Uribe J., [Laboratorio de Óptica Teoría y Práctica,] Las prensas de ciencias, 1ª. Edición 25 de septiembre de 2018.
- [6]. Rodríguez S., [Efecto de la rehabilitación en pacientes con baja visión, utilizando ayudas ópticas no convencionales], Aguascalientes, (noviembre 2016).
- [7]. Clasificación Internacional de Enfermedades. undécima revisión (CIE-11), [Deficiencia de la visión, incluida la ceguera]. Organización Mundial de la Salud (OMS) (2019/2021). Recuperado el 29/09/2023 [Internet] <http://id.who.int/icd/entity/1103667651>
- [8]. Aguirre-Aguirre D., Gonzalez-Utrera D., Villalobos-Mendoza B., and Díaz-Uribe R., "Fabrication of biconvex spherical and aspherical lenses using 3D printing," Appl. Opt. 62, C14-C20 (2023).

- [9]. Aguirre-Aguirre D., Gonzalez-Utrera D., Villalobos-Mendoza B., and Campos-Garcia M., "Biconvex Lens Fabrication Using a 3D Printer," in *Frontiers in Optics + Laser Science 2022 (FIO, LS)*, Technical Digest Series (Optica Publishing Group (2022).
- [10]. Bautista-Hernández A., Villalobos-Mendoza B., Pérez-Tijerina E., and Aguirre-Aguirre D., "Study and characterization of components fabricated in a 3D printer," *J. Phys.: Conf. Ser.* 2307, 1-7 (2022).

ELASTÓMEROS IÓNICOS MULTIFUNCIONALES PARA MONITOREO VESTIBLE DE MOVIMIENTOS FÍSICOS

Eric Williams-Linera^a, Nicolas R. Tanguy^b, Ronan Le Lagadec^b,

^aInstituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, Puebla,
eric.williams@inaoep.mx

^bInstituto de Química, Universidad Nacional Autónoma de México, Ciudad de México,
nicolas.tanguy@iquimica.unam.mx, ronan@unam.mx

RESUMEN

La tecnología vestible (*wearable*) está a punto de transformar la atención médica con la promesa de recolección en tiempo real de indicadores fisiológicos de la salud (sudor, movimientos, ritmo cardíaco). En este trabajo, se diseñaron y probaron elastómeros iónicos, biodegradables y biocompatibles, a base de alcohol polivinílico y ácido fítico, como sensor de deformación resistivo para el monitoreo de movimientos del cuerpo. El elastómero fue ensamblado en un dispositivo de prueba-de-concepto junto con una tarjeta de desarrollo ESP32. Dicho dispositivo permitió el almacenamiento y transmisión inalámbrica de datos (voltaje del elastómero). El dispositivo de prueba de concepto fue puesto la rodilla para monitorear características de movimientos humanos (amplitud, frecuencia). La tecnología desarrollada será de ayuda para que proveedores de atención médica (fisioterapeutas) monitoreen indicadores de salud de pacientes en tiempo real, facilitando la recuperación física de personas lesionadas.

Palabras clave: Elastómero, Conductor iónico, Sensor vestible

ABSTRACT

Wearable electronics are poised to transform the field of healthcare owing to the promise of real-time collection of human physiological health indicators (i.e. sweat, motions, heart rate). We report the design and test of polyvinyl-alcohol: phytic-acid-based biodegradable and biocompatible ionic elastomers as a resistive strain sensor for monitoring human motions. The ionic elastomer was assembled in a wearable proof-of-concept device with an ESP32-based development board. This device allowed for physical storage and wireless communication of sensed data (elastomer voltage). The wearable proof-of-concept device was placed on the knee to monitor human motion characteristics (amplitude, frequency), thereby offering a tool for healthcare providers (i.e. physiotherapists) to facilitate the physical recovery of injured individuals.

Key words: Elastomer, Ionic conductor, Wearable sensor

1. INTRODUCCIÓN

La tecnología blanda son aquellos dispositivos capaces de adaptarse a la piel y movimientos del cuerpo humano. Dichos dispositivos han permitido el desarrollo de nuevos sistemas inteligentes en el campo del cuidado de la salud (textiles inteligentes, sensores portátiles, implantes médicos) y robótica (interfaces hombre-máquina)^[1]. En particular, los sensores portátiles de deformación, los cuales detectan movimientos e informan al usuario o máquina en tiempo real, podrían tener aplicaciones prometedoras en el ámbito de la salud, tales como monitoreo, control y evaluación de máquinas y prótesis^[2,3]. Los sensores portátiles convencionales de deformación generalmente consisten en compuestos percolados de relleno elastómero-conductor, los cuales transducen deformaciones mecánicas en variaciones de resistencia eléctrica^[4-6]. No obstante, si se someten a grandes deformaciones, las redes percoladas pueden sufrir pérdidas irreversibles en sus propiedades eléctricas y funciones de detección, debido a su susceptibilidad a daños estructurales (su funcionamiento suele estar limitado a deformaciones entre 0 y 100%). Por otra parte, se ha visto un aumento considerable en la cantidad de residuos electrónicos (*e-waste*) presentes en el medio ambiente debido al uso continuo de nano-rellenos y polímeros no biodegradables^[7]. Los *e-waste* se han convertido en el flujo de residuos de más rápido crecimiento a nivel mundial y una importante amenaza para el medio ambiente y la salud humana, ya que ha tenido un aumento de 30% en los últimos 10 años^[8,9]. Debido a lo anterior, la siguiente generación de tecnología blanda debería ser transitoria, es decir, ser capaz de degradarse parcial o totalmente en materiales no dañinos al terminar su vida útil. Por tanto, la innovación en el diseño de materiales es fundamental para la fabricación de la próxima generación de tecnología blanda y sensores portátiles de deformación. Dichos sensores deberían contar con un mayor rango de deformación e impacto mínimo sobre el medio ambiente.

Los conductores iónicos han despertado un interés particular debido a que cuentan con propiedades que son difíciles de encontrar en conductores eléctricos tradicionales, tales como transparencia y estiramiento, así como auto reparación y adherencia^[10,11]. El funcionamiento de los conductores iónicos se da debido al acoplamiento entre iones y electrones dentro de conductores iónicos, lo cual permite la transmisión de señales eléctricas mediante la migración de iones. Además, al momento de ser estirados o deformados, la migración de iones se dificulta debido al alargamiento de las vías de conducción, lo cual resulta en un aumento de la resistencia eléctrica de los conductores iónicos^[12]. Debido a estas propiedades, los conductores iónicos se han convertido en materiales de gran interés para el desarrollo de sensores portátiles de deformación, los cuales pueden ser utilizados para el monitoreo de movimientos del cuerpo humano, interfaces hombre-máquina, y robótica blanda^[13]. Hasta la fecha, la mayoría de los conductores iónicos consisten en hidrogeles poliméricos, en los cuales la transmisión de señales eléctricas se facilita debido a la migración de iones (sales disociadas) a través de agua^[13]. En dichos sistemas, la deformación de la fase solvente dentro del andamio polimérico permite la operación ininterrumpida incluso a grandes deformaciones (funcionamiento típico a deformaciones superiores al 1000%)^[14]. De este modo, los hidrogeles iónicamente conductores han permitido la detección de rangos de deformación mayores en comparación con compuestos percolados de relleno elastómero-conductor. No obstante, la aplicación de los hidrogeles poliméricos como sensores de deformación se sigue viendo limitada debido a la baja estabilidad de los materiales a largo

plazo y bajo rango de temperatura de operación, principalmente debido a la evaporación del agua con el paso del tiempo y el congelamiento del agua a bajas temperaturas, respectivamente^[14,15].

En este trabajo, se reporta el diseño e implementación de un dispositivo de prueba de concepto, electrónico y portátil, capaz de monitorear movimientos de la rodilla en tiempo real y transmitir información de manera inalámbrica. Dicho dispositivo consistió en un sensor de deformación, constituido por un elastómero iónicamente conductor, biodegradable, biocompatible y de respuesta dual, el cual fue ensamblado con una tarjeta de desarrollo basada en el microcontrolador ESP32. La exitosa detección de diversos movimientos del cuerpo humano (dedo, codo, rodilla) respalda aún más la promesa del elastómero de respuesta dual como sensor portátil de deformación. Esto demuestra el potencial de estos sistemas fabricados como sensores portátiles de deformación, naturales y transitorios, aptos para tecnología blanda. La tarjeta de desarrollo, con la cual se ensambló el sensor para dar pie al dispositivo de prueba de concepto, se basó en el microcontrolador ESP32. Por una parte, el dispositivo fue capaz de almacenar la información obtenida del sensor (caída de voltaje a través del elastómero al momento de deformarse). De igual manera, fue capaz de transmitir dicha información en tiempo real tanto a la nube, para visualizarla en una interfaz gráfica mediante *Wifi*, como a un *smartphone* cercano, a través de *Bluetooth*.

2. PARTE EXPERIMENTAL

2.1 Materiales

Alcohol polivinílico con un peso molecular (89.000-98.000) hidrolizado al 99+ % y solución de ácido fítico (50% en peso en agua) se adquirieron en Sigma Aldrich y se utilizaron tal como se recibieron.

2.2. Métodos

2.2.1. Preparación del elastómero

Se colocó alcohol polivinílico al 5% en peso en agua desionizada y se calentó a 90 grados centígrados hasta obtener una solución clara. La cantidad deseada de ácido fítico se incorporó a la solución de alcohol polivinílico y la mezcla se agitó durante 10 minutos. A continuación, se colocaron 30 mL de la mezcla en un petridish y se dejaron secar a temperatura ambiente durante 5 días (Fig. 1).

2.2.2. Caracterización del elastómero

Los espectros infrarrojos por transformada de Fourier (FTIR) de las películas elastoméricas se recogieron en el modo de reflexión total atenuada (ATR) en un espectrómetro FTIR Tensor 27 (Bruker, EE.UU.) como promedios de 28 barridos de 4000 a 400 cm^{-1} con una resolución de 4 cm^{-1} . Las resistencias a la tracción de los elastómeros se midieron utilizando probetas con forma de hueso de perro. Se cortaron de los elastómeros probetas de tipo V del método ATSM D638. Todas las muestras se ensayaron con una máquina Instron (modelo 3367). Para

los ensayos se utilizó una célula de carga de 2 kN y una velocidad de alargamiento de 10 mm/min-1 a 21 °C y una humedad relativa de aproximadamente el 35 %. La temperatura de transición vítrea (T_g) se midió mediante calorimetría diferencial de barrido (DSC). Los ensayos DSC se realizaron con un TA DSC-Q2000 (TA Instruments, EE.UU.) en atmósfera inerte (nitrógeno).

2.2.3. Aplicación del elastómero como sensor de deformación

El elastómero PVA(1):PhA(4) se probó como sensor portátil para la detección de movimiento y se probó en la rodilla. Los extremos del elastómero se cubrieron con pinzas y se cubrieron con pintura plateada para garantizar un contacto eléctrico robusto. La resistencia de los sensores al caminar, correr y cojear se midió utilizando una tarjeta de desarrollo diseñada y basada en el microcontrolador ESP32. Dicha tarjeta se mandó a fabricar mediante JLCPCB, en China. El factor de calibre de los elastómeros se obtuvo utilizando un multímetro digital USB (SPRKC-TOL-12967, Sparkfun, China).



Figura 1. Ilustración esquemática de la preparación del elastómero de alcohol polivinílico (PVA): ácido fitico (PhA)

3. RESULTADOS

Se seleccionó el PhA para explorar el efecto de la carga de ácidos débiles en las propiedades de los elastómeros de PVA debido a que es una sustancia antioxidante natural que se encuentra en varios alimentos de origen vegetal (es decir, cereales integrales, legumbres, frutos secos). Como era de esperar, la incorporación de mayores contenidos de PhA aumentó aún más la capacidad de estiramiento de los elastómeros de PVA. Con una relación de peso PVA(1):PhA(4), el elastómero iónico mostró una alta extensibilidad (aprox. 4500%) y una menor resistencia a la tracción (aprox. 0,75 MPa) (Fig. 2a). El aumento de la cantidad de PhA en el PVA provocó un ensanchamiento significativo de la banda O-H en los resultados IR (Fig. 2b). Se espera que la formación de extensos enlaces H con otros grupos hidroxilo altere la banda O-H de los resultados IR.

Generalmente, un mayor número de enlaces H en un material causa un ensanchamiento significativo de la banda O-H. Mientras tanto, como previamente se mencionó, la disminución de la frecuencia de la banda O-H es función del grado y fuerza de los enlaces H en un material. En los ácidos carboxílicos, los cuales forman enlaces H intramoleculares extremadamente fuertes en comparación con los grupos hidroxilo, se observa un desplazamiento característico hacia frecuencias más bajas. Como era de esperar, se observó un desplazamiento hacia abajo de la banda O-H (de 3291 cm^{-1} a 3215 cm^{-1} para PVA y PVA(1):PhA(4), respectivamente) al incorporar mayores contenidos de PhA en PVA, lo que indicaba la presencia de un mayor número de enlaces H extremadamente fuertes ácido débil-ácido débil en los elastómeros iónicos. Los resultados DSC de los elastómeros iónicos de PVA y PVA:PhA con cantidades variables de PhA mostraron una única temperatura T_g para todos los materiales, que oscilaba entre 55 y -72°C (Fig. 2c). La incorporación de mayores contenidos de PhA disminuyó la T_g de los elastómeros iónicos. Lo que sugiere que el ácido débil actuó como plastificante al aumentar el volumen libre entre las cadenas de PVA, permitiendo a su vez el movimiento de las cadenas poliméricas individuales (deslizamiento, rotación) y contribuyendo al ablandamiento, y aumentando la elasticidad, de los elastómeros iónicos. Para cuantificar la sensibilidad de los cambios de resistencia al estiramiento del elastómero iónico, se calculó el factor de galga (GF) mediante la pendiente de la curva del cambio relativo de la resistencia al estirarse. Los valores del GF oscilaron entre $0,075$ y $0,52$ en función de la formulación del elastómero iónico (Fig. 2d). Curiosamente, la incorporación de mayores cantidades de PhA llevó a una reducción del GF, o sensibilidad reducida, que puede explicarse por el aumento del volumen libre en los materiales causado por la incorporación de mayores contenidos de PhA. Se espera que los cambios en la viscosidad de los electrolitos sólidos afecten a las propiedades de transporte de iones, incluyendo la conductividad iónica, el coeficiente de difusión y la tasa de transferencia de carga. En concreto, la reducción de la viscosidad de los materiales podría facilitar la transferencia de los iones en el material elastomérico, lo que llevaría a una reducción en los cambios en la conductividad iónica de los materiales cuando se estiran.

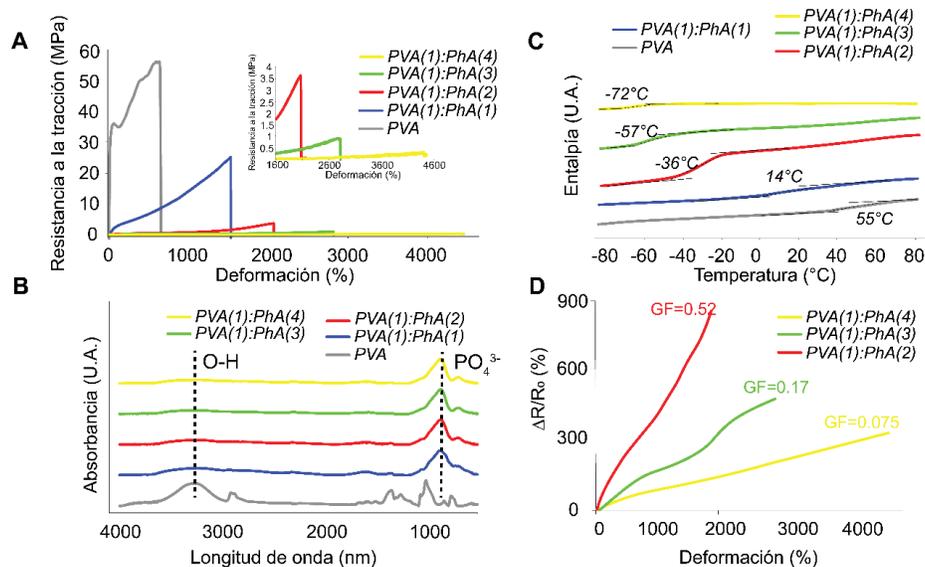


Figura 2. a. Curva de esfuerzo y deformación de elastómeros PVA:PhA (velocidad de estiramiento: $20\text{mm}/\text{min}$). b. Resultados ATR de elastómeros iónicos PVA:PhA c. Termografías DSC d. gráfico comparativo de la conductividad iónica frente a la deformación máxima de elastómeros conductores de iones

La aplicación del elastómero como sensor de deformación fue verificada mediante el diseño e implementación del dispositivo de prueba de concepto electrónico y portátil. Dicho dispositivo involucró una tarjeta de desarrollo basada en el microcontrolador ESP32, el cual pertenece a una familia de microcontroladores de bajo costo y consumo energético, y capaces de comunicación inalámbrica mediante *Wifi* y *Bluetooth*. Dicha tarjeta fue diseñada mediante la plataforma EasyEDA y se mandó a fabricar y ensamblar mediante JLCPCB, en China. La tarjeta de desarrollo fue ensamblada junto con el elastómero (Fig. 3a), mismo que fue colocado en la rodilla. A partir de esto, se realizaron pruebas de monitoreo e identificación de diversas actividades relacionadas con el movimiento de la rodilla, tales como caminar, correr y cojear (Fig. 3b), mediante el muestreo del voltaje del elastómero. El dispositivo electrónico se configuró para medir 100 muestras de voltaje por segundo y enviarlas mediante *Bluetooth* a un celular cercano, el cual se encargó de almacenar dicha información. De igual manera, fue posible visualizar la información del sensor mediante la nube, en una interfaz gráfica programada en Node-RED.

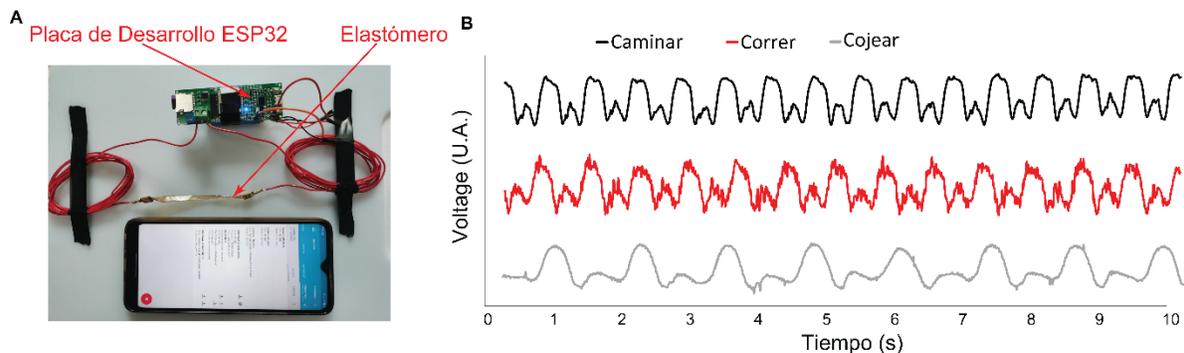


Figura 3. a. Dispositivo de prueba de concepto junto con el elastómero b. Curvas de voltaje del elastómero en función del tiempo para distintas actividades

El dispositivo fue capaz de diferenciar con claridad la frecuencia y amplitud de las distintas actividades relacionadas con el movimiento de las piernas. Las gráficas obtenidas a partir de los datos de voltaje recolectados (Fig. 3b) permitieron identificar dos picos de amplitud diferente. El pico de menor amplitud indica el momento en el que la pierna en la que está colocado el sensor está firme en el piso y el sensor se somete a una deformación ligera, mientras que el pico de mayor amplitud se relaciona con el momento en que la misma pierna está despegada del piso y el sensor experimenta una deformación mayor. Es importante recordar que, debido a la composición química del elastómero, su resistencia eléctrica es proporcional a la deformación a la que se somete, por tanto, a mayor deformación, se espera una mayor caída de voltaje a través del sensor, lo cual es consistente con lo que se observa en las gráficas de voltaje contra tiempo.

4. CONCLUSIONES

En este trabajo diseñamos e implementamos un dispositivo vestible capaz de monitorear algunos de los movimientos físicos del cuerpo humano. Dicho dispositivo involucró un elastómero conductor iónico de alcohol polivinílico y ácido fítico y una tarjeta de desarrollo ESP32. La adición de ácido fítico en el PVA provocó la formación de enlaces dinámicos de hidrógeno que infirieron al elastómero una gran extensibilidad, y lo convirtió en un material

conductor iónico. Además, la resistencia eléctrica del elastómero conductor iónico aumentaba proporcionalmente a la tensión aplicada, lo que permitía su aplicación como sensor portátil para la detección de movimiento. El sistema desarrollado fue capaz de diferenciar los movimientos humanos al caminar, correr y cojear, y de transmitir de manera inalámbrica los datos recogidos en tiempo real a un *smartphone*. Las aplicaciones de este dispositivo también podrían extenderse a otras partes del cuerpo como codos, muñecas y dedos, así como al monitoreo de patrones respiratorios. En general, la tecnología vestible propuesta puede ser de ayuda para profesionales de la salud (fisioterapeutas) para asistir durante la recuperación de los movimientos físicos de los pacientes.

5. AGRADECIMIENTOS

El primer autor agradece al Programa de Maestría en Ciencias en la especialidad de Electrónica del INAOE, así como el Programa de Becas para Estudios de Posgrado, proporcionado por CONAHCYT. El primer coautor agradece al Instituto de Química de la UNAM, así como la estancia postdoctoral proporcionada por DGAPA.

6. REFERENCIAS

- [1] C. Wang, C. Wang, Z. Huang, S. Xu, *Advanced Materials* **2018**, *30*, 1801368.
- [2] Z. Rao, F. Ershad, A. Almasri, L. Gonzalez, X. Wu, C. Yu, *Adv Mater Technol* **2020**, *5*, 2000233.
- [3] S. Zhang, S. Li, Z. Xia, K. Cai, *J Mater Chem B* **2020**, *8*, 852.
- [4] L. Lin, S. Park, Y. Kim, M. Bae, J. Lee, W. Zhang, J. Gao, S. H. Paek, Y. Piao, *Nano Materials Science* **2022**, *1*.
- [5] C. Tan, Z. Dong, Y. Li, H. Zhao, X. Huang, Z. Zhou, J. W. Jiang, Y. Z. Long, P. Jiang, T. Y. Zhang, B. Sun, *Nat Commun* **2020**, *11*, 3530.
- [6] H. Sun, X. Fang, Z. Fang, L. Zhao, B. Tian, P. Verma, R. Maeda, Z. Jiang, *Microsyst Nanoeng* **2022**, *8*, 111.
- [7] A. Zabala, *Nat Sustain* **2019**, *2*, 353.
- [8] P. Kiddee, R. Naidu, M. H. Wong, *Waste Management* **2013**, *33*, 1237.
- [9] Ian Tiseo, “Electronic waste generated worldwide from 2010 to 2019 (in million metric tons),” **n.d.**
- [10] H. Chun, T. D. Chung, *Annual Review of Analytical Chemistry* **2015**, *8*, 441.
- [11] S. Z. Bisri, S. Shimizu, M. Nakano, Y. Iwasa, *Advanced Materials* **2017**, *29*, 1607054.
- [12] T. Y. Kim, W. Suh, U. Jeong, *Materials Science and Engineering R: Reports* **2021**, *146*, 100640.
- [13] Y. Xiong, J. Han, Y. Wang, Z. L. Wang, Q. Sun, *Research* **2022**, *2022*, 9867378.
- [14] P. Rahmani, A. Shojaei, *Adv Colloid Interface Sci* **2021**, *298*, 102553.
- [15] H. Zhang, Z. Liu, J. Mai, N. Wang, H. Liu, J. Zhong, X. Mai, *Advanced Science* **2021**, *8*, 2100320.

COMPARACIÓN DE PRUEBA BAROPODOMÉTRICA CON ESCANOMETRÍA RADIOGRÁFICA PARA DETERMINAR ACORTAMIENTO DE MIEMBROS PÉLVICOS

P. Hernández-Gandarillas^a, S. L. Orozco-Villaseñor^b, E. R. Velasco-Limas^c, J. I. D. Martínez-Chavez^d

Laboratorio de Biomecánica, Centro de Innovación Aplicada en Tecnologías Competitivas, León, Guanajuato, ^aphernandez@ciatec.mx, ^bsorozco@ciatec.mx, ^cevelasco@ciatec.mx, ^dimartinez@ciatec.mx

RESUMEN

La gente padece distintas malformaciones en el pie, tobillo, rodilla o incluso en la pierna completa, teniendo como consecuencias dolor en articulaciones, músculos, entre otros. Hoy en día, la baropodometría proporciona información detallada sobre el efecto que puede ocasionar el uso de diferentes tipos de calzado, así como las actividades sobre la marcha y el equilibrio del cuerpo humano. Es por eso por lo que se desea utilizar el equipo de para detectar y/o diagnosticar posibles acortamientos de miembros pélvicos inferiores y corroborarlo por medio de un estudio radiológicos de miembros inferiores pélvicos (escanometría).

Palabras claves: baropodometría, escanometría, acortamiento

ABSTRAC

People suffer from different malformations in the foot, ankle, knee or even in the entire leg, resulting in pain in joints, muscles, among others. Today, baropodometry provides detailed information on the effect that can be caused by the use of different types of footwear, as well as activities on the march and balance of the human body. That is why the use of the equipment to detect and/or diagnose possible shortening of lower pelvic limbs and corroborate it through a radiological study of lower pelvic limbs (scanometry).

Key words: baropodometry, scanometry, shortening

1. INTRODUCCIÓN

En condiciones normales y en ausencia de patologías, el crecimiento de las extremidades debería ser simétrico, pero en realidad son pocos casos en los que la longitud de las extremidades inferiores es idéntica [1] y, aunque la discrepancia de miembros inferiores es muy común en las personas, suele no ser detectado hasta que se presenta alguna alteración en la marcha, dolor muscular, articular, entre otros, que conllevan a una consulta médica, un estudio de imagen o una prueba biomecánica.

La disimetría de miembros inferiores se define como una alteración que afecta al sistema músculo-esquelético y que se caracteriza por una desigualdad considerable en la longitud de las extremidades inferiores, y que se trata de un problema estético y funcional, que se encuentra entre un 40% y más de un 70% de la población adulta (indistintamente del género), así como en un 93% de los niños en edad escolar, siendo mayor de 2cm en el 0,1% de la población. [2] Según mediciones efectuadas en el ejército alemán y norteamericano se podría concluir que 2/3 de la población presentan un cierto grado de disimetría en sus extremidades. [1]

2. TEORÍA

En el laboratorio de Biomecánica del Centro de Innovación Aplicada a Tecnologías Competitivas (CIATEC), se han realizado aproximadamente 3,000 estudios a Público en General de baropodometría, valorando presión plantar de manera estático y dinámico, equilibrio y centro de carga (posturografía); [3] además de realizar toma de imagen digital en 2D de la huella plantar por medio de un podoscopio digital y, gracias a éstos, se ha detectado posibles acortamientos. A continuación, se describen las pruebas realizadas durante el estudio de baropodometría y la toma de imagen con el podoscopio digital:

Valoración de presión plantar estático: la prueba consiste en registrar imagen de la huella plantar durante 10 segundos, de esta forma localizar el baricentro, los puntos máximos de presión de cada extremidad y la repartición de cargas entre el antepié, mediopié y retropié; donde se puede observar la diferencia en escala de colores siendo el rojo los puntos de mayor presión hasta el blanco donde la presión es nula (obsérvese Figura 1).

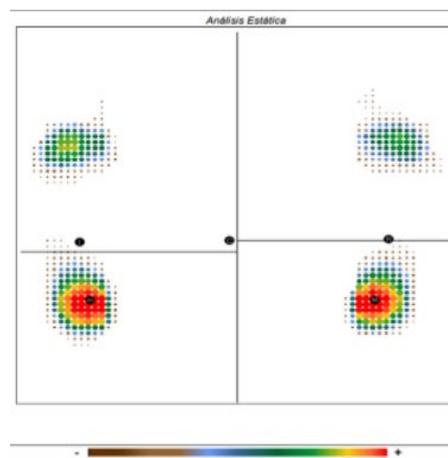


Figura 1. prueba estática realizada a paciente dentro del CIATEC

Valoración de presión plantar dinámico: durante esta prueba, permite la visualización de un registro consecutivo en función del tiempo, de datos relativos al pie durante el ciclo de la marcha como es la superficie que se abarca entre cada paso, la presión máxima ejercida en cada fase individual durante el desarrollo del paso, la velocidad de movimiento del pie en cada fase y fuerza ejercida por el peso durante las fases de apoyo e impulso, en la Figura 2, se muestra una de las pruebas dinámicas - ROCKERS que se capturo durante el estudio

realizado, donde se observa las diferentes fases de la marcha y la distribución de cargas por medio de una escala de colores.

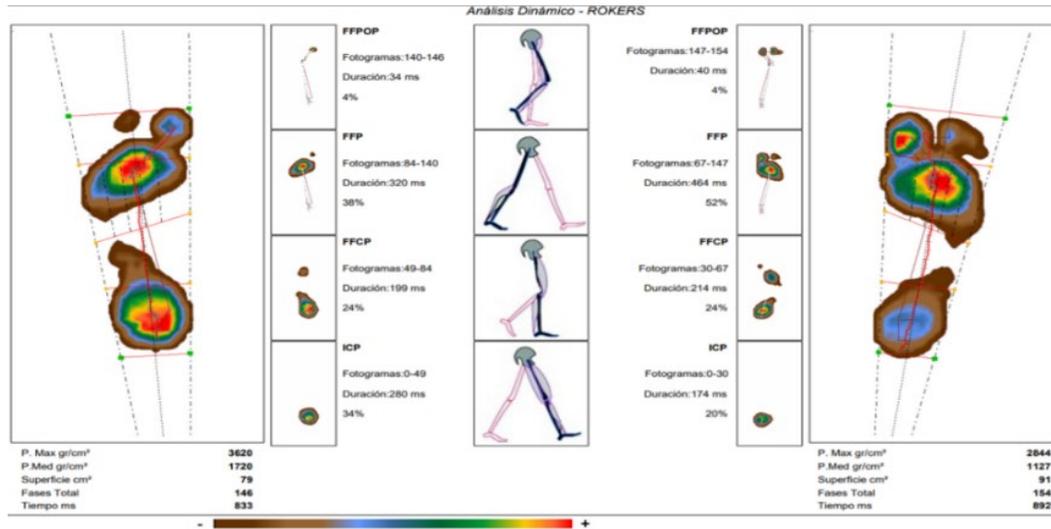


Figura 2. prueba dinámica – ROKERS realizada a paciente dentro del CIATEC

Valoración posturográfica: es el estudio del equilibrio que permite analizar y definir el control postural, la posición media del cuerpo y su relación con la estabilidad en la posición bípeda, así como los movimientos diminutos. [4] La plataforma mide físicamente la posición del centro de carga de presión, mide la estabilidad del sujeto en su ambiente y realiza un registro con ojos abiertos y cerrados puesto que son condiciones más utilizadas para comparar la respuesta del sujeto evaluado. El individuo suele cambiar de táctica cuando cierra los ojos, siendo menos preciso el control de oscilaciones. En la Figura 3, se puede observar el test de Sway en donde se realizan seis pruebas de 10 segundos cada una, en donde se muestra la distribución de cargas en donde el rojo es mayor presión y lo blanco nulo.

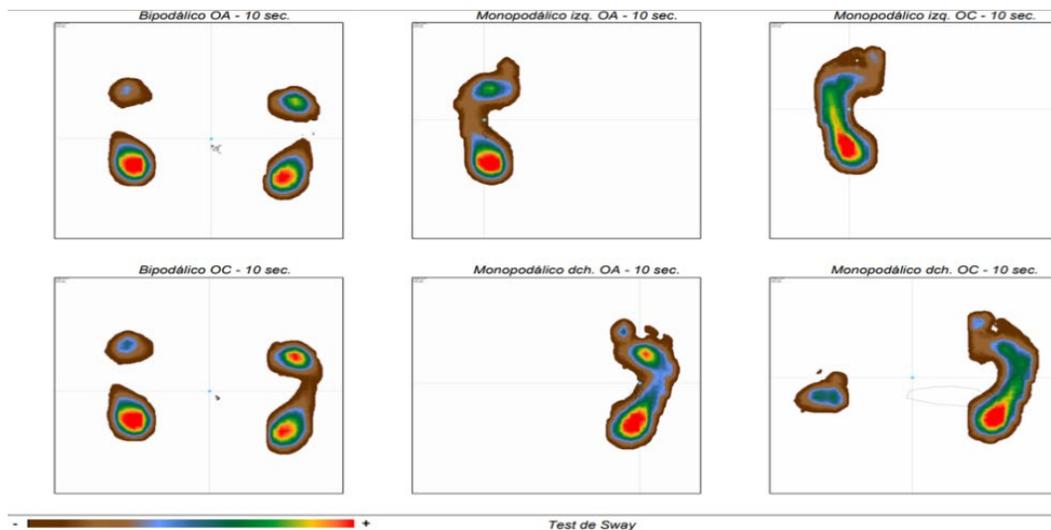


Figura 3. prueba posturográfica – Test de Sway realizada a paciente dentro del CIATEC

Toma de huella plantar de manera digital en 2D: En un podoscopio digital se puede evaluar las cargas de la huella plantar del pie, posibles patologías, destacar áreas de mayor presión, ángulos y longitudes de la planta del pie (obsérvese Figura 4).

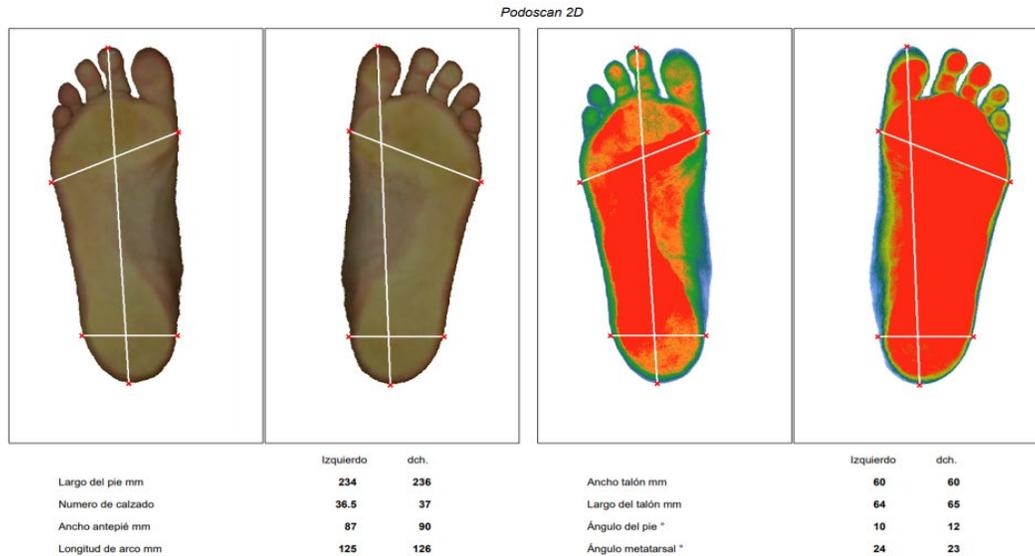


Figura 4. imagen digital en 2D de la huella plantar de realizada a paciente dentro del CIATEC, donde se puede apreciar por medio de sombras las zonas de mayor presión, así como en la escala de colores (siendo lo rojo las zonas de mayor presión)

Con el fin de confirmar o descartar un posible acortamiento, es necesario solicitar una escanometría de miembros pélvicos inferiores, la cual es un estudio de imagen por medio de rayos X de cadera, rodilla y tobillos y mide la diferencia de alturas entre éstos. Por ello se tiene como objetivo el detectar posibles acortamientos de miembros pélvicos inferiores por la diferencia de distribución del peso corporal en las plantas del pie utilizando el equipo de baropodometría y corroborarlo por medio de la escanometría de miembros pélvicos.

3. PARTE EXPERIMENTAL

Se realizaron estudios de baropodometría a pacientes a partir de los 4 años dentro del CIATEC, A.C., donde se registraron datos personales como: Nombre completo, edad, sexo, peso, altura y medida de calzado; antes de iniciar con los estudios. Durante los estudios se realizaron cuatro pruebas: Valoración de las presiones plantares de manera estática y dinámica, análisis posturográfico y toma de imagen de huella plantar digital.

Una vez realizadas las pruebas, se procede a dar la interpretación clínica por parte del médico traumatólogo con especialidad en pie y tobillo, revisando puntos donde no exista una presión plantar adecuada (hipopresión) de alguna de las extremidades pélvicas; estudio cotejado en la baropodometría estática, así como en el posturográfico como se puede observar en las Figura 5 y Figura 6, donde las zonas rojas es donde mayor presión se ejerce y lo negro no se aprecia presión alguna.

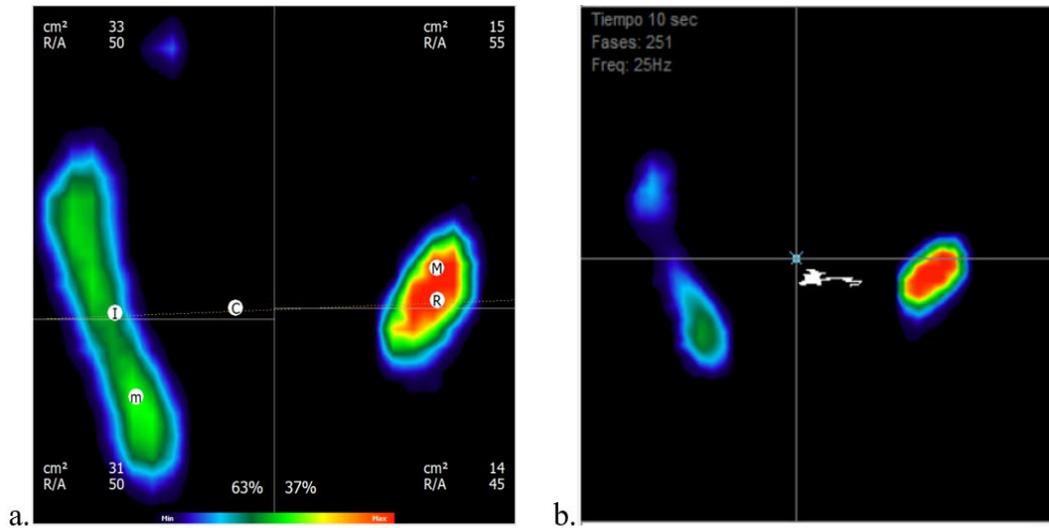


Figura 5. se muestra un caso de sospecha de un posible acortamiento gracias al estudio distribución plantar estático (a.) donde se muestra hipopresión en el miembro inferior izquierdo, así como en la prueba posturográfica (b.), prueba de baropodometría obtenida del laboratorio de Biomecánica del CIATEC

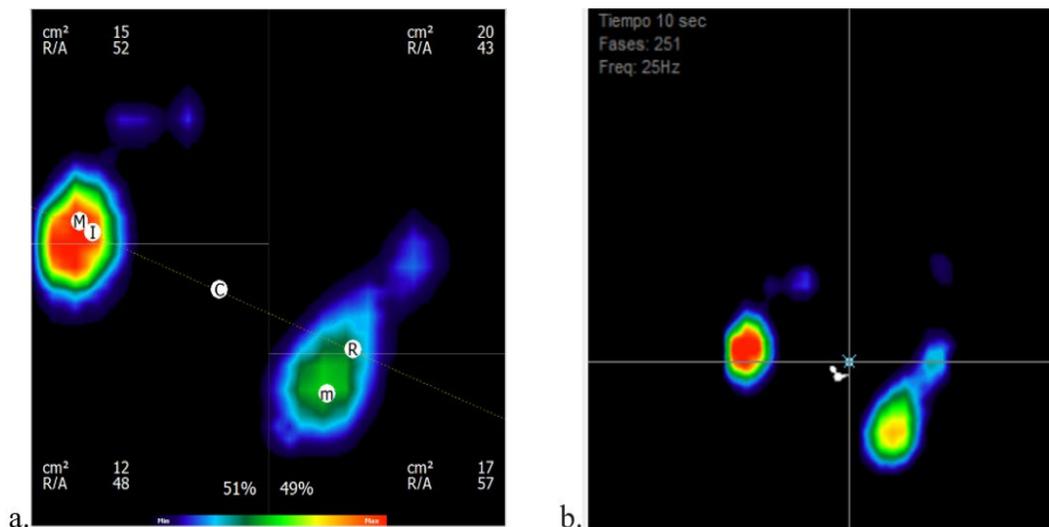


Figura 6. se muestra un caso distinto al anterior de sospecha de un posible acortamiento gracias al estudio distribución plantar estático (a.) donde se muestra hipopresión en el miembro inferior derecho, así como en la prueba posturográfica (b.), igualmente la prueba de baropodometría tomada del laboratorio de Biomecánica del CIATEC

Si, al revisar el estudio, se detecta algún posible acortamiento de un miembro pélvico inferior, se le entregará al paciente una orden de escanometría para poder corroborar o descartar el posible acortamiento y conocer la diferencia entre un miembro y otro en mm.

3. RESULTADOS

Se analizaron los estudios de baropodometría realizados en el laboratorio de biomecánica del CIATEC, A.C., junto con las radiografías que se solicitaron para confirmar o descartar los acortamientos, ya que hay casos donde no hay mucho apoyo de un miembro a causa de una lesión.

De los pacientes que acudieron al laboratorio de Biomecánica del CIATEC a realizarse estudios de baropodometría y que trajeron las radiografías solicitadas para corroborar las sospechas, se pudo encontrar que más de 80 casos evaluados salieron positivos al acortamiento de miembros pélvicos. A continuación, en las Figuras 7 y Figura 8, se pueden observar ejemplos de casos donde se han confirmado posibles acortamientos, gracias a las pruebas realizadas dentro de las instalaciones, cotejadas con las radiografías adquiridas en laboratorios de imagen.

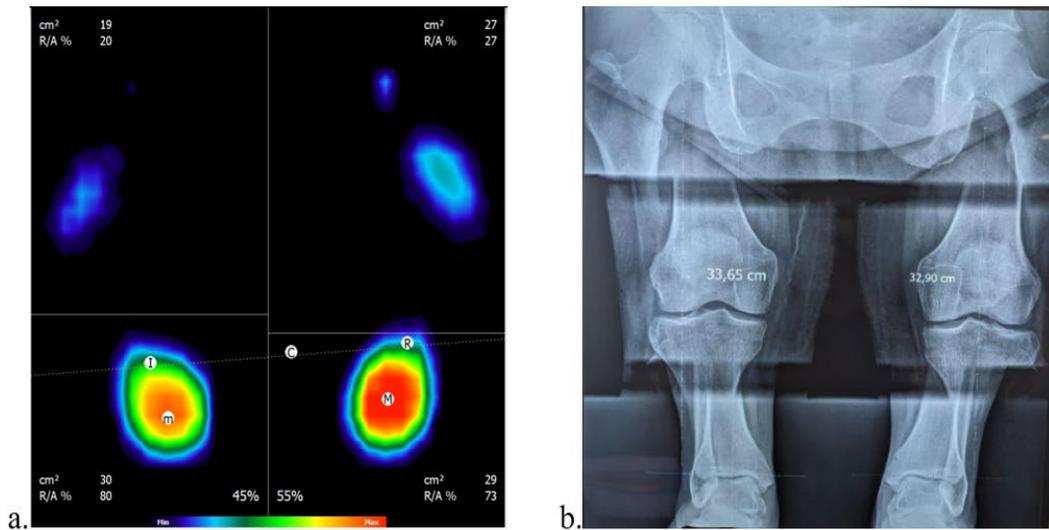


Figura 7. se muestra un caso en donde se puede observar la comparación entre la prueba de presión plantar de manera estática obtenida por el baropodómetro (a.) y la radiografía de miembros pélvicos inferiores (escanometría) (b.) confirmando un acortamiento de 75mm en la extremidad izquierda, prueba de baropodometría tomada en el laboratorio de biomecánica del CIATEC

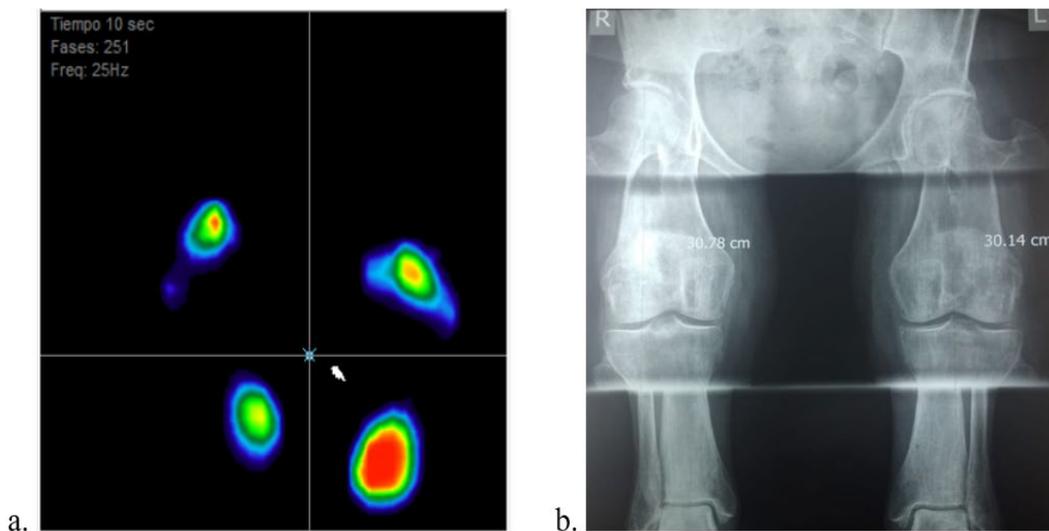


Figura 8. se muestra un caso distinto al anterior en donde se puede observar la comparación entre la prueba de presión plantar de manera estática obtenida por el baropodómetro (a.) y la radiografía de miembros pélvicos inferiores (escanometría) (b.) confirmando un acortamiento de 64mm en la extremidad izquierda, prueba de baropodometría obtenida en el laboratorio de biomecánica del CIATEC

Por otro lado, muchos de los posibles casos fueron descartados porque no necesariamente corresponden a acortamientos, pueden ser por malas posturas al realizar el estudio o bien

presentan alguna deformidad como la escoliosis que cambian la basculación pélvica y semejan un acortamiento de extremidades a través del estudio de baropodometría.

Como se puede observar un caso en la Figura 9 donde, en los estudios de imagen estática y posturográfica, hay evidencia de un probable acortamiento de las extremidades pélvicas gracias a la evidente diferencia de cargas (mostradas en escala de colores) que hay entre los dos miembros, motivo por el cual se le solicitó estudio radiográfico para corroborarlo; el cual reportó un acortamiento de 1mm, como se muestra en la Figura 10. Por lo tanto, no es significativo para adicionarle el aumento de altura (ya sea por plantilla o calzado personalizado). El paciente tiene evidencia de artroplastia total de cadera izquierda y se observa un anteverso, por lo que es probable que este hallazgo, haya modificado el resultado de la prueba baropodométrica.

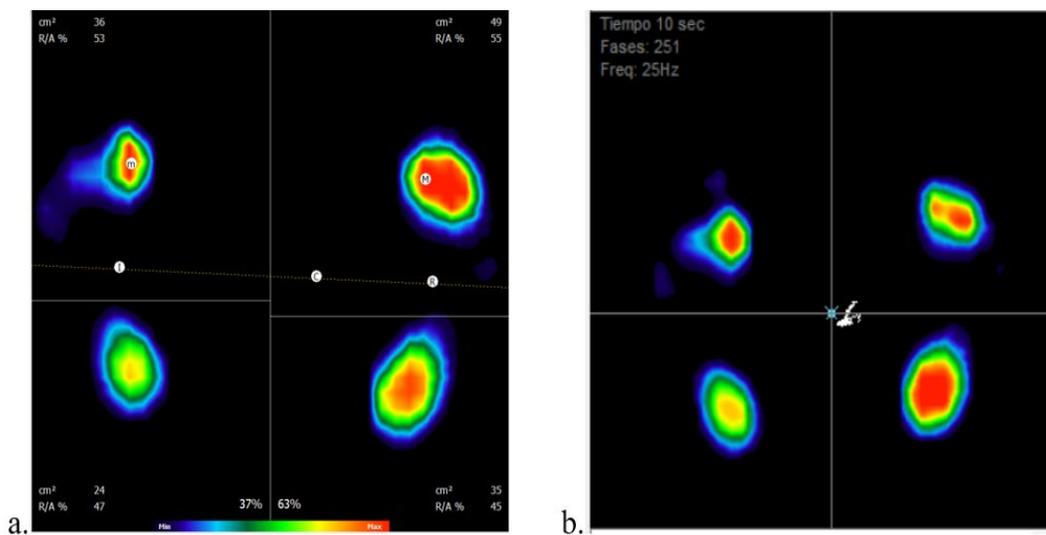


Figura 9. se muestra un caso de sospecha de un posible acortamiento gracias al estudio distribución plantar estático (a.) donde se muestra hipopresión en el miembro inferior izquierdo, así como en la prueba posturográfica (b.), prueba de baropodometría obtenida del laboratorio de Biomecánica del CIATEC



Figura 10. se muestra el estudio radiológico del caso anterior en donde se observa una artroplastia total de la cadera izquierda con apenas una diferencia de altura de 1mm, siendo este un acortamiento no significativo de miembros pélvicos inferiores

5. CONCLUSIONES

La disimetría de las extremidades inferiores es una patología muy variable que puede o no ser detectada a simple vista. En nuestro grupo de estudio, como ya se mencionó anteriormente, se obtuvieron más de 80 casos de sospecha de posibles acortamientos; de los cuales se puede decir que 1 de cada 15 casos son negativos. La mayoría de los pacientes analizados, presentaron diferencia de altura desde los 3mm hasta los 15mm, sin tener conocimiento alguno de ello; mientras que se han presentado casos con acortamientos de miembros pélvicos inferiores con más de 20mm de diferencia en donde los pacientes ya estaban enterados de ello o simplemente se es muy evidente a simple vista.

Por lo que podemos concluir que, gracias al uso de las pruebas baropodométricas, nuestro objetivo se cumplió, ya que muchos de los pacientes que presentaban a estudio y se tenía sospecha de acortamiento, fueron confirmados al ser cotejados por medio de la radiografía “escanometría de miembros pélvicos” (como se observaron en las Figura 7 y Figura 8). Siendo la baropodometría un equipo auxiliar en la detección de dicha patología y, de esta manera, poder corregirlo por medio de plantillas o calzado personalizado.

6. REFERENCIAS

- [1] Pérez Beloso, A. J., Castro Méndez, A., Coheña Jiménez, M. and Montaña Jiménez, P., “Criterios para la compensación de las disimetrías en miembro inferiores,” Cuidados, aspectos psicológicos y actividad física en relación con la salud, 97-104 (2016).
- [2] Martínez Sánchez, R. M., Baño Alcaraz, A., García Vidal, J. A., Belando Navarro, M., Martínez Carrasco, Á. and Belmonte Albaladejo, A. Á., "Correlación entre la disimetría, reparto de carga y alteraciones estructurales del miembro inferior," *European Journal of Podiatry*, 19-25 (2020).
- [3] Padilla, A. H., “Uso de la baropodometría,” *Orthotips AMOT* 2(4), 255-261, (2006).
- [4] Petrocci, K. E. and Cárdenas Sandoval, R. P., "La medición del control postural con estabilometría - una revisión documental," *Rev. Col. Reh*, 16-24 (2011).
- [5] Dolz Peris, C., Gómez Bernal, A., Alfaro Santafé, J., Almenar Arasanz, A. J. and Boscá Muñoz, F., “Análisis baropodométrico de las asimetrías en los miembros inferiores en niños de 4 a 16 años: Estudio observacional descriptivo,” *Rev. Española Podol* 31(1), 4-9, (2020).
- [6] De Pablos, J., “Disimetría de los miembros inferiores,” *MBA Inst* 13(1), 1-20, (2015).
- [7] Urrutia, E. E., “Discrepancia de longitud en las extremidades,” *Medigraphic Artemisa* 4(3), 160-169, (2017).

ENFERMEDADES PRIÓNICAS EN MÉXICO: PRIMER ANÁLISIS BIOINFORMÁTICO SOBRE LA APLICACIÓN DE HERRAMIENTAS DIAGNÓSTICAS Y SU REPERCUSIÓN EN LA PREDICCIÓN DE SUPERVIVENCIA DE PACIENTES CON ENFERMEDAD DE CREUTZFELDT-JAKOB ENTRE 1990 Y 2023

Fabricio Cruz López^{a, b, c}, Gustavo Reyes Terán^d, Petra Yescas Gómez^b, Sergio Iván Valdés Ferrer^{c, e}, Oscar Arias Carrión^f, Miguel Ángel Ramírez García^b, Pablo Eduardo Irigoyen Ruíz^{f, g}, Marie Catherine Boll Woehrlen^b, Carlos Alberto Gómez Pérez^b

^aFacultad de Medicina, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, H. Puebla de Zaragoza, Puebla, México, fabriciocruzlopez@gmail.com

^bDepartamento de Genética y Biología Molecular, Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía "Manuel Velasco Suárez", Ciudad de México, México, petra.yescas@innn.edu.mx, dr.miguelangelrg@gmail.com, bollneur@gmail.com, carlosgomezperez343@gmail.com

^cDepartamento de Neurología y Psiquiatría, Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición "Salvador Zubirán", Ciudad de México, México, sergio.valdesf@incmnsz.mx

^dComisión Coordinadora de los Institutos Nacionales de Salud y Hospitales de Alta Especialidad, Secretaría de Salud, Ciudad de México, México

^eInstitute of Bioelectronic Medicine, Feinstein Institutes for Medical Research, Manhasset, NY, USA

^fUnidad de Trastornos del Movimiento y Sueño, Hospital General Dr. Manuel Gea González, Ciudad de México, México, ariasemc2@gmail.com

^gFacultad de Medicina, Universidad Nacional Autónoma de México, Ciudad de México, México, eirigoyenr@gmail.com

RESUMEN

La Enfermedad de Creutzfeldt-Jakob es una enfermedad rara causada por la proteína prión, caracterizada por demencia rápidamente progresiva. Actualmente no se tiene cura y la mayoría de los pacientes fallecen tras un año de presentar síntomas. En este estudio se busca la concepción y creación de la primera base de datos en México orientada hacia aquellos individuos que han sido afectados por este padecimiento. Para alcanzar esta meta, se adoptó la metodología PRISMA, la cual rigurosamente establece la búsqueda y selección de casos de pacientes mexicanos, consolidando esta información con los registros extraídos del Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán y del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, con ello se construyó el primer banco de 74 pacientes. Se aplican estimaciones no paramétricas de Kaplan-Meier las cuales arrojan que pacientes de México de alrededor de 20 años tienen una supervivencia media mayor a un año, superando sus

homólogos de otras poblaciones. Se hipotetiza al factor ascendente Nativo Americano como protector de nuestra población.

Palabras claves: Prion diseases, Creutzfeldt-jakob-syndrome; Mexico

ABSTRACT

Creutzfeldt-Jakob disease is a rare disease caused by the prion protein, characterized by rapidly progressive dementia. Currently there is no cure and most patients die within a year of presenting symptoms. The main objective of this study is the conception and creation of the first database in Mexico specifically oriented toward those individuals who have been affected by this disease. To achieve this goal, the PRISMA methodology was adopted, which rigorously establishes the search and selection of cases of Mexican patients, consolidating this information with the records extracted from the Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán and the Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, thus building the first bank of 74 patients. Non-parametric Kaplan-Meier estimates are applied, which show that patients from Mexico aged around 20 years have a mean survival of more than one year, surpassing their counterparts from other populations. Native American ancestry is hypothesized as a protective factor in our population.

Keywords: Prion diseases, Creutzfeldt-jakob-syndrome; Mexico

1. INTRODUCCIÓN

Cuando nos enfermamos, por lo regular se busca la asociación hacia agentes causales como virus, bacterias, parásitos u hongos, sin embargo, actualmente se puede añadir una nueva clasificación de agentes causales: Los priones. El nacimiento del término surge desde 1972, cuando el Dr. Stanley B Prusiner durante su estancia como residente de neurología atiende a un paciente que presenta Enfermedad de Creutzfeldt-Jakob, lo cual en aquella época era asociado a un “virus de lento crecimiento”, aún no existía el término prión [1]. En 1997, gracias a las investigaciones del Dr. Prusiner, le es otorgado el Premio Nobel en Fisiología o Medicina por “el descubrimiento de los Priones - un nuevo principio biológico de infección”, con ello se acuña el nuevo término como el organismo causante de enfermedades [2].

Los priones son catalogados como agentes proteínicos mal plegados, causantes de encefalopatías espongiiformes transmisibles que afectan de forma mortal al portador, el cual puede ser tanto humano como animal [3]. Las Enfermedades Priónicas agrupan una variedad de presentaciones clínicas como lo son: Enfermedad de Creutzfeldt-Jakob (ECJ), Insomnio Familiar Fatal (IFF), Kuru, Enfermedad de Huntington, Prionopatía sensible a proteasa y Gerstmann-Sträussler-Scheinker [4]; la incidencia se asocia en un caso por millón de habitantes, sin embargo, la descripción epidemiológica a nivel mundial está mejor detallada en países ubicados en América del Norte (exceptuando México), Europa, Japón y Australia, dejando sin datos a naciones emergentes [3]. La preocupación hacia este tipo de patología reside en que los priones requieren un tiempo de incubación de hasta 40 años en el portador (temporada durante la cual no se presentarán ni signos ni síntomas), y tras la presentación de los primeros síntomas, la supervivencia media es de apenas un año [3], aunado a que, hasta el

momento, no existe tratamiento alguno para los pacientes, solamente se utilizan algunos fármacos con efecto paliativo [5].

2. TEORÍA

2.1 Prión Homeostático (PrPc) vs Prión Patológico (PrPSc)

Los priones se encuentran de manera natural en humanos y animales, específicamente a nivel cerebral, mucho se especula aún sobre su función principal, sin embargo, se teoriza sobre su posible participación en el transporte de metales pesados, específicamente de Cu^{2+} y Zn^{2+} [6]. La presencia de PrPSc no incentiva el desarrollo de la respuesta inmune efectiva, en cambio, eslabones del sistema inmunológico, como los ganglios linfáticos, sirven como sitio de incubación y replicación del PrPSc. No se ha detectado función principal del PrPSc, más que la propiedad de replicación en semilla y conversión del PrPc. El principal cambio ocurre a nivel molecular, siendo el PrPSc rico en láminas Beta, mientras que el PrPc teniendo en su mayoría Alpha-Hélices [7].

2.2 Clasificación Etiológica

Los priones pueden transmitirse entre animales y humanos, a través de vía horizontal [8], en el caso de animales se tiene registro de la “Enfermedad de Vacas Locas”, la cual azotó al ganado de Francia e Inglaterra el siglo pasado. Para los humanos, la ECJ puede presentarse de manera esporádica, siendo la forma más común en los pacientes, reportando asociación hasta de un 85% de los casos [9], no se conoce detalladamente el motivo del cambio estructural de un PrPc hacia un PrPSc cuando se realiza de forma esporádica. Un 15% de los casos se asocian por mutación genética, siendo la segunda causa más común de ECJ, la anomalía ocurre en el gen *PRNP*, encargado de la codificación de la proteína prión, la cual de manera homeostática se encarga del transporte de metales pesados [10]; la presentación Familiar sigue una herencia mendeliana autosómica dominante en la mayoría de los casos [9]. Otra vía de infección de priones patológicos es la vía adquirida [9], menos común, la cual es a través de procedimientos quirúrgicos que usen órganos inmunoprivilegiados como sitio de acceso, o a través de la ingesta de alimentos infectados con priones.

2.3 Criterios de Diagnóstico

El diagnóstico de ECJ se divide en 3 tipos: Definitivo, Probable y Posible (ver Tabla 1); esto depende directamente de la cantidad de estudios de laboratorio y gabinete disponibles para la confirmación y de la fase de presentación del paciente. El problema en este punto radica en que, gran cantidad de los casos reportados para México manifiestan pacientes con ECJ con diagnóstico Posible, lo cual, puede ser en realidad Alzheimer, Parkinson, o alguna otra Demencia Rápidamente Progresiva no Priónica.

Tabla 1. Criterios de Diagnóstico para ECJ

Signos y Síntomas	
I	A. Demencia Rápidamente Progresiva
II	A. Mutismo Acinético

	B. Mioclonías
	C. Signos Piramidales o Extrapiramidales
	D. Alteraciones Visuales o Cerebelares
Clasificación	
Posible	IA + ≥ 2 síntomas de II + Duración <2 años
Probable	IA + ≥ 2 síntomas de II + EEG característico*; o
	IA + ≥ 2 síntomas de II + MRI característico*; o
	IA + ≥ 2 síntomas de II + Prueba de Proteína 14-3-3 [Positiva]; o
Definitivo	Síndrome Neuropsiquiátrico Progresivo + Prueba RT-QUIC [Positiva]
	Síndrome Neuropsiquiátrico Progresivo +
	Confirmación Neuropatológica; o
	Confirmación Inmunocitoquímica; o
	Confirmación Bioquímica
*Ver Sección 2.4 Biomarcadores y Estudios de Gabinete	

2.4 Biomarcadores y Estudios de Gabinete

Algunos estudios de laboratorio y gabinete para auxiliar al diagnóstico de ECJ no son muy comunes; es por ello que, en el caso de países como México, por lo regular la mayor cantidad de casos son clasificados como Posible ECJ.

El electroencefalograma (EEG) es el estudio más económico que se puede aplicar, por lo regular se busca la detección de complejos periódicos de ondas agudas a una frecuencia de 1 Hz en pacientes con ECJ esporádico. El EEG representa una buena herramienta para el seguimiento de la enfermedad, sin embargo, también se han encontrado otras anomalías las cuales son detectables igualmente en Alzheimer o en Demencia por Cuerpos de Lewy (DCL) [4]. En Imagen por Resonancia Magnética (MRI) el patrón común de presentación consiste en hiperintensidades en T2 para ECJ esporádico; las anomalías resultantes en esta herramienta han demostrado ser un fenómeno temprano, siendo detectados en pacientes con mutación del gen PRNP con hasta un año de anticipación a los primeros síntomas [4]. El uso de la Tomografía por Emisión de Positrones (PET-FDG) no es muy claro en el caso de ECJ, tiene en cambio mayor utilidad para la identificación de patrones característicos correspondientes a IFF [4].

El análisis molecular del gen *PRNP* ubicado en el cromosoma 20 es de las mejores herramientas que tenemos a disposición para la detección de ECJ, siendo la mutación E200K la más común a nivel mundial [11], sin embargo, el método es bastante caro comparado con los anteriores, por ello es por lo que muy pocos pacientes reportan tal análisis en los casos existentes.

Existen un par de análisis con Biomarcador de Proteínas bastante efectivos si se toman en combinación: Proteína 14-3-3 y Proteína TAU, los cuales son tomados de muestra proveniente de líquido cefalorraquídeo. Para el caso de 14-3-3, es un marcador que se eleva en casos de daño neuronal, bastante útil para el diagnóstico de ECJ, pero que también se puede encontrar elevada en casos de Alzheimer o DCL [12]. TAU ha demostrado ser un marcador de diagnóstico bastante efectivo para el diagnóstico de ECJ, denotando hasta un 90% de sensibilidad y especificidad [12], sin embargo, aún no ha sido tomada en cuenta para formar parte del abanico de posibilidades para el diagnóstico de la enfermedad.

Por último, una de las nuevas y prometedoras herramientas de diagnóstico es el RT-QuIC, cuya traducción puede entenderse como “Conversión Inducida por Temblor de Priones en Tiempo Real”, siendo este una amplificación in vitro de PrPSc [12]. Reporta una sensibilidad y especificidad de cerca del 100%, lamentablemente la disponibilidad para realizarlo a nivel hospitalario es baja, al menos para México, por todo el proceso y el nivel de bioseguridad que se debe tener.

3. METODOLOGÍA

Se realizó en primera instancia una búsqueda en la bibliografía disponible de bases de datos sobre reportes y series de casos sobre pacientes de México con ECJ, dicha revisión fue tomando como referencia el procedimiento sugerido por la metodología PRISMA. La calidad de los artículos fue evaluada a través de la escala que brinda The Joanna Briggs Institute. En vista de algunas descripciones carentes de información de tales artículos, aunado a la detección de un rango temporal carente de casos, se procedió a la búsqueda de datos disponibles sobre pacientes provenientes del Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán y del Instituto Nacional de Neurología y Neurocirugía, para sumarles en la base de datos final. Las estimaciones no paramétricas de análisis de supervivencia de Kaplan-Meier se realizaron a través de R, así como el análisis y tratamiento de los datos [13-27].

3.1 Regresión de Cox

La regresión de Cox busca determinar la correlación entre variables independientes durante un determinado tiempo hasta un evento, como el fallecimiento, con el objetivo de determinar su efecto sobre una determinada enfermedad. Su esquematización se determina como:

$$h(t, \mathbf{X}) = h_0(t) \exp\left(\sum_{i=1}^p \beta_i X_i\right); \mathbf{X} = (X_1, \dots, X_p) \quad (1)$$

Donde $h(t, X)$ es la función de riesgo en el tiempo t con relación a las variables predictoras, $h_0(t)$ es la función de riesgo base en tiempo t y se toma β_i como coeficiente de regresión para cuantificar el efecto de las variables efectoras (X_i), para este caso, siendo la edad β_i , estratificada en 3 parámetros: 20, 50 y 100.

4. RESULTADOS

Fueron recopilados un total de 74 casos de México con ECJ, los cuales sus años de diagnóstico corresponden entre 1990 y 2023, se incluyeron pacientes con diagnóstico posible, probable y definitivo. Se procedió a la Estimación No Paramétrica a través de análisis de curvas de supervivencia de Kaplan-Meier con los datos recopilados de los pacientes, siendo las variables de análisis las herramientas de laboratorio y gabinete, las gráficas correspondientes se recopilan en la siguiente página web de libre acceso: <https://rpubs.com/MrKristarlx07/herramientas>.

Se muestra en la Figura 1 la Regresión de Cox correspondiente al banco de pacientes, siendo la variable de análisis la edad en la que se presentó el diagnóstico de la enfermedad. Una baja edad de diagnóstico de la enfermedad se asocia a una mejor supervivencia, comprobando que con pacientes de 20 años se reporta una media de supervivencia superior a un año, con lo cual se supera la supervivencia media reportada en Europa, Asia, Estados Unidos de América y Canadá [3]. Los pacientes con edad alrededor de los 50 años, en cambio, no superan el año de supervivencia, pero se acercan a los 275 días de supervivencia. Para este artículo, no se reportan los P-valores, puesto que por la naturaleza de esta patología no se cuenta con una gran población en México.

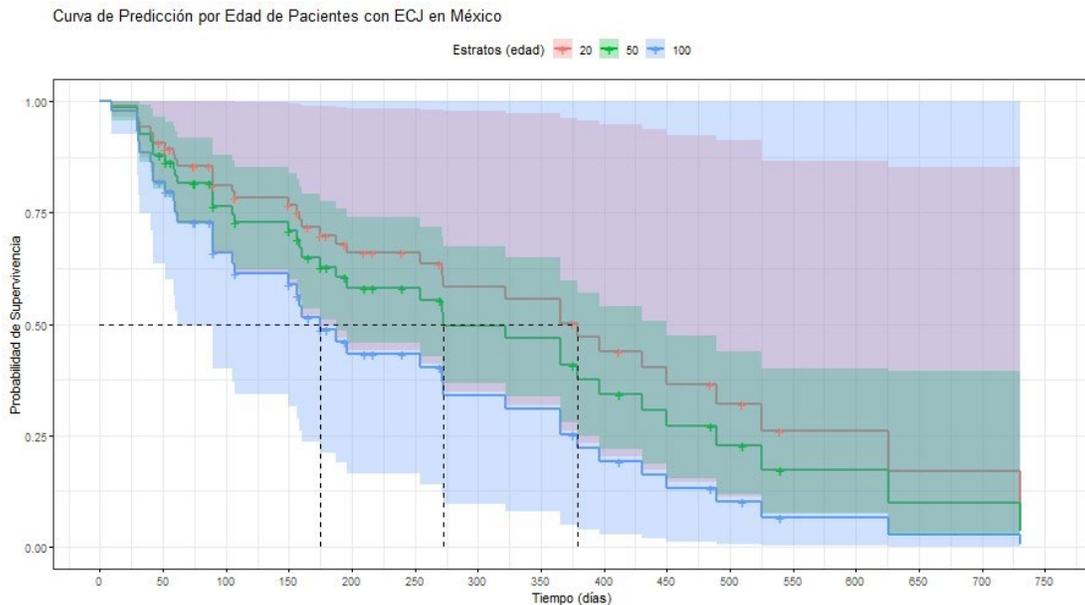


Figura 1. Curva de Predicción por Edad en Pacientes con ECJ en México

5. DISCUSIÓN

Los hallazgos principales en este artículo logran demostrar información alentadora sobre el estado de la población mexicana frente a la supervivencia en ECJ. En primer punto es importante resaltar que con nuestro trabajo se obtiene por primera ocasión el reporte de gran cantidad de casos, tanto ya publicados, como aquellos que aún no se habían visualizado en la literatura. Una característica interesante es el hecho de que, en su mayoría, en la práctica médica mexicana se realizan por lo regular EEG o RMI, lo cual, si bien nos ayuda a brindar información sobre el avance de la enfermedad, solamente nos da la posibilidad de realizar un diagnóstico de tipo “Probable”. Por otro lado, la cantidad de herramientas de laboratorio (reportadas en nuestros pacientes) utilizadas para el diagnóstico Definitivo son mínimas, generando con ello un sesgo en los pacientes, pues muchos casos Posibles y Probables con ECJ pueden en realidad ser Definitivos, y viceversa, o inclusive ser pacientes mal diagnosticados.

Se busca a futuro el análisis de la relación efectividad/coste/diagnóstico de todas las herramientas disponibles en el medio de salud mexicano. La anterior premisa puede complementarse con la revisión de la página web que se deja a disposición pública, sin

embargo, es importante señalar que la aplicación o no de determinadas herramientas no influye en la supervivencia del paciente. Sin embargo, con las herramientas aplicadas actualmente, se logra rescatar que, aquellos pacientes cercanos a los 20 años reflejarán una tasa de supervivencia mayor a un año, lo cual, representa una mayor supervivencia en comparación con otras partes del mundo [3], es importante aclarar que en nuestro grupo de pacientes aquellos con menor edad tienen una tasa mayor de casos de tipo Definitivo o Probable.

6. CONCLUSIONES

La Enfermedad de Creutzfeldt-Jakob es una enfermedad rara causada por un anómalo plegamiento de la Proteína Prión, causando encefalopatías espongiiformes las cuales requieren de hasta 40 años de incubación para el patógeno y tras los primeros síntomas el paciente fallecerá un año después de forma fulminante. No se tiene cura aún. Sin embargo, gracias a la aplicación de herramientas bioinformáticas se puede tener información sobre el análisis de supervivencia de los pacientes, teniendo así la construcción, en el caso de pacientes de México, una curva de predicción de supervivencia donde se clasifican por edad, siendo los casos cercanos a 20 años arrojando una media de supervivencia mayor a un año, superando así los datos epidemiológicos de supervivencia media de otras poblaciones (europea, asiática y americana del norte), lo cual puede se puede explicar investigando cuáles son los factores genéticos, epigenéticos y ambientales que caracterizan a la población mexicana, entre ellos, estando en el primer grupo anteriormente mencionado, pero aún sin estudios suficientes para su explicación: El Factor Ascendente Nativo Americano en la Población Mexicana, puesto que este factor es uno de los únicos que carece la población europea y asiática.

7. FINANCIAMIENTO

Para la ejecución de este trabajo, F.C.-L. fue apoyado por el Consejo de Ciencia y Tecnología del Estado de Puebla (CONCYTEP), así como por la Vicerrectoría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla (VIEP-BUAP).

8. REFERENCIAS

- [1] Wientjens, D. P., & Walvoort, H. C. "Nobelprijs Geneeskunde 1997 toegekend voor priontheorie" [Nobel Prize of Medicine 1997 awarded for prion theory]. *Nederlands tijdschrift voor geneeskunde*, vol. 141, no. 52, pp. 2554–2557, 1997.
- [2] Nobel Prize Outreach AB. "The Nobel Prize in Physiology or Medicine 1997." NobelPrize.org. Consultado el 22 de junio de 2023. URL: <https://www.nobelprize.org/prizes/medicine/1997/summary/>.
- [3] Uttley, L., Carroll, C., Wong, R., Hilton, D. A., & Stevenson, M. "Creutzfeldt-Jakob disease: a systematic review of global incidence, prevalence, infectivity, and incubation." *The Lancet. Infectious diseases*, vol. 20, no. 1, pp. e2–e10, 2020. DOI: 10.1016/S1473-3099(19)30615-2.

- [4] Altuna, M., Ruiz, I., Zelaya, M. V., & Mendioroz, M. "Role of Biomarkers for the Diagnosis of Prion Diseases: A Narrative Review." *Medicina (Kaunas, Lithuania)*, vol. 58, no. 4, p. 473, 2022. DOI: 10.3390/medicina58040473.
- [5] Miranda, L. H. L., Oliveira, A. F. P. H., Carvalho, D. M., Souza, G. M. F., Magalhães, J. G. M., Júnior, J. A. C., Lima, P. T. M. B. Q., Júnior, R. M. A., Filho, S. P. L., & Melo, H. M. A. "Systematic review of pharmacological management in Creutzfeldt-Jakob disease: no options so far?". *Arquivos de neuro-psiquiatria*, vol. 80, no. 8, pp. 837–844, 2022. DOI: 10.1055/s-0042-1755341.
- [6] Walter, E. D., Stevens, D. J., Spevacek, A. R., Visconte, M. P., Dei Rossi, A., & Millhauser, G. L. "Copper binding extrinsic to the octarepeat region in the prion protein." *Current protein & peptide science*, vol. 10, no. 5, pp. 529–535, 2009. DOI: 10.2174/138920309789352056.
- [7] Spagnolli, G., Requena, J. R., & Biasini, E. "Understanding prion structure and conversion." *Progress in molecular biology and translational science*, vol. 175, pp. 19–30, 2020. DOI: 10.1016/bs.pmbts.2020.07.005.
- [8] Gough, K. C., & Maddison, B. C. "Prion transmission: prion excretion and occurrence in the environment." *Prion*, vol. 4, no. 4, pp. 275–282, 2010. DOI: 10.4161/pri.4.4.13678.
- [9] Sitammagari, K. K., & Masood, W. "Creutzfeldt Jakob Disease." *En StatPearls*. StatPearls Publishing, 2022.
- [10] Schilling, K. M., Tao, L., Wu, B., Kiblen, J. T. M., Ubilla-Rodriguez, N. C., Pushie, M. J., Britt, R. D., Roseman, G. P., Harris, D. A., & Millhauser, G. L. "Both N-Terminal and C-Terminal Histidine Residues of the Prion Protein Are Essential for Copper Coordination and Neuroprotective Self-Regulation." *Journal of molecular biology*, vol. 432, no. 16, pp. 4408–4425, 2020. DOI: 10.1016/j.jmb.2020.05.020.
- [11] Baiardi, S., Rossi, M., Mammana, A., Appleby, B. S., Barria, M. A., Cali, I., Gambetti, P., Gelpi, E., Giese, A., Ghetti, B., Herms, J., Ladogana, A., Mikol, J., Pal, S., Ritchie, D. L., Ruf, V., Windl, O., Capellari, S., & Parchi, P. "Phenotypic diversity of genetic Creutzfeldt-Jakob disease: a histo-molecular-based classification." *Acta neuropathologica*, vol. 142, no. 4, pp. 707–728, 2021. DOI: 10.1007/s00401-021-02350-y.
- [12] Hermann, P., Appleby, B., Brandel, J. P., Caughey, B., Collins, S., Geschwind, M. D., Green, A., Häik, S., Kovacs, G. G., Ladogana, A., Llorens, F., Mead, S., Nishida, N., Pal, S., Parchi, P., Pocchiari, M., Satoh, K., Zanusso, G., & Zerr, I. "Biomarkers and diagnostic guidelines for sporadic Creutzfeldt-Jakob disease." *The Lancet. Neurology*, vol. 20, no. 3, pp. 235–246, 2021. DOI: 10.1016/S1474-4422(20)30477-4.
- [13] Wickham, H. "ggplot2: Elegant Graphics for Data Analysis." Springer-Verlag New York, ISBN 978-3-319-24277-4, 2016. URL: <https://ggplot2.tidyverse.org>.
- [14] Valle-Jones, D. "mxmaps: Create Maps of Mexico." URL: <https://www.diegovalle.net/mxmaps/>, <https://github.com/diegovalle/mxmaps>, 2022.

- [15] Wickham, H., François, R., Henry, L., Müller, K., Vaughan, D. "dplyr: A Grammar of Data Manipulation." URL: <https://dplyr.tidyverse.org>, <https://github.com/tidyverse/dplyr>, 2023.
- [16] Wickham, H., François, R., Henry, L., Müller, K., Vaughan, D. "dplyr: A Grammar of Data Manipulation." URL: <https://dplyr.tidyverse.org>, <https://github.com/tidyverse/dplyr>, 2023.
- [17] Sievert, C., Iannone, R., Allaire, J., Borges, B. "flexdashboard: R Markdown Format for Flexible Dashboards." URL: <https://pkgs.rstudio.com/flexdashboard/>, <https://github.com/rstudio/flexdashboard/>, 2023.
- [18] R Core Team. "R: A language and environment for statistical computing." R Foundation for Statistical Computing, Vienna, Austria. URL: <https://www.R-project.org/>, 2020.
- [19] Therneau, T. "A Package for Survival Analysis in R." R package version 3.5-5, URL: <https://CRAN.R-project.org/package=survival>, 2023.
- [20] Terry M. Therneau, Patricia M. Grambsch. "Modeling Survival Data: Extending the Cox Model." Springer, New York. ISBN 0-387-98784-3, 2000.
- [21] Kassambara, A., Kosinski, M., Biecek, P. "survminer: Drawing Survival Curves using 'ggplot2'." R package version 0.4.9, URL: <https://CRAN.R-project.org/package=survminer>, 2021.
- [22] Kassambara, A. "ggpubr: 'ggplot2' Based Publication Ready Plots." R package version 0.6.0, URL: <https://CRAN.R-project.org/package=ggpubr>, 2023.
- [23] Yuan Tang, Masaaki Horikoshi, y Wenxuan Li. "ggfortify: Unified Interface to Visualize Statistical Result of Popular R Packages." The R Journal, vol. 8, no. 2, pp. 478-489, 2016.
- [24] Masaaki Horikoshi y Yuan Tang. "ggfortify: Data Visualization Tools for Statistical Analysis Results." URL: <https://CRAN.R-project.org/package=ggfortify>, 2016.
- [25] Wickham, H., Seidel, D. "scales: Scale Functions for Visualization." R package version 1.2.1, URL: <https://CRAN.R-project.org/package=scales>, 2022.
- [26] Patil, I. "Visualizations with statistical details: The 'ggstatsplot' approach." Journal of Open Source Software, vol. 6, no. 61, p. 3167, 2021. DOI: 10.21105/joss.03167.
- [27] Raabe, S. "vistime: Pretty Timelines in R." R package version 1.2.3, URL: <https://CRAN.R-project.org/package=vistime>, 2022.

ESTIMACIÓN DE LAS VARIACIONES HORMONALES DE UNA MUJER DURANTE SU CICLO MENSTRUAL, UTILIZANDO LA RED NEURONAL POR DEFECTO

Vázquez Hernández M^a., Rodríguez-Vázquez K.^a, Melgar Gallardo M.^b

^aInstituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas
monica.vazquez@iimas.unam.mx, katya.rodriguez@iimas.unam.mx

^bFacultad de Ciencias
melissa_delacreme@ciencias.unam.mx

RESUMEN

El cerebro es un órgano endocrino, sensible a los cambios en los niveles de algunas hormonas. Una mujer promedio durante un ciclo menstrual tiene fluctuaciones en los niveles de hormonas, como el estradiol y la progesterona, el impacto de estas fluctuaciones es observable a través de los mapas de conectividad funcional particularmente en las redes por Default y Dorsal [1-2], en ciertas escalas y en algunos intervalos de tiempo. Por medio del algoritmo de visibilidad, es posible transformar las series temporales a grafos y realizar un análisis desde el punto de vista de redes complejas. En este trabajo sostenemos que la estructura de la red cambia en función del nivel de progesterona y el consumo de oxígeno en sangre interpretado como la intensidad del color en los mapas de conectividad funcional, se ve impactado por el consumo de anticonceptivos.

Palabras clave: menstruación, anticonceptivo, mapa de conectividad funcional, DMN

ABSTRACT

The brain is an endocrine organ, sensitive to changes in hormonal neuromodulators. An average woman during a menstrual cycle has fluctuations in levels of some hormones, such as estradiol and progesterone, the impact of these fluctuations is observable through functional connectivity networks particularly in maps of Default and Dorsal [1-2] on certain scales and at specific time range. Through the visibility algorithm, it is possible to transform time series into graphs and perform an analysis from the point of view of complex networks. In this work affirmed that the net structure changes with the level of progesterone and consumed a contraceptive has an impact in the intensity of color from connectivity functional maps (oxygen consumption in blood).

Keywords: menstruation, contraceptive, functional connectivity map, DMN

1. INTRODUCCIÓN

La menstruación, el embarazo y el parto han sido históricamente tratadas como enfermedades o emergencias médicas que no le pasan al humano saludable ideal, que por supuesto es un

hombre en la mayoría de los modelos médicos. Hasta la fecha, la rata de laboratorio ideal y saludable también es macho. Su cuerpo, sus hormonas y su comportamiento definen la norma. Las hormonas femeninas son vistas como perturbaciones que contaminan el trabajo. Por tanto, construir una ciencia más justa e incluyente se requiere promover la investigación en aspectos como ciclo menstrual, embarazo, menopausia, etc. como variables relevantes para reducir o eliminar el sesgo de género. [3]

La forma social de invisibilizar y excluir la presencia de la menstruación a pesar de ser una experiencia cotidiana en la vida de las mujeres durante siglos ha sido no nombrarla y no hablar de ella en público. En una mujer promedio el ciclo menstrual típico oscila entre los 26 y 32 días aproximadamente un ciclo lunar que es de 28 días. La menstruación es un proceso fisiológico que prepara el cuerpo para la concepción y el anidamiento, el cual no debe producir dolor.

El ciclo menstrual afecta a todos los órganos y sistemas del cuerpo de las mujeres y sus alteraciones pueden ser un indicador del estado de salud de la mujer, ya que las situaciones de estrés y patologías clínicas alteran su regularidad. Los niveles de estradiol y progesterona varían durante el ciclo menstrual: cuando el nivel de ambas hormonas es bajo sucede la menstruación, hay un pico de estradiol durante en la fase preovulatoria para volver a caer y subir a niveles medios durante la fase media lútea. El nivel de progesterona es generalmente bajo antes de la ovulación y se eleva sus niveles más altos en la fase media lútea [14]. Para que exista menstruación deben existir estrógenos a niveles adecuados para producir un crecimiento endometrial. Para que la hemorragia no sea excesiva a partir del día 14 del ciclo ovárico, se inicia la producción de progesterona como puede observarse en la figura 1, la progesterona impide que el tejido endometrial crezca de forma exponencial y lo prepara para el anidamiento si hubiera una concepción. Muchos trastornos de la menstruación pueden estar relacionados con el estrés físico o mental. Las consecuencias directas son la hipersecreción de progesterona y las metrorragias, lo que lleva a anemias o ferropenias a mediano plazo. [4]

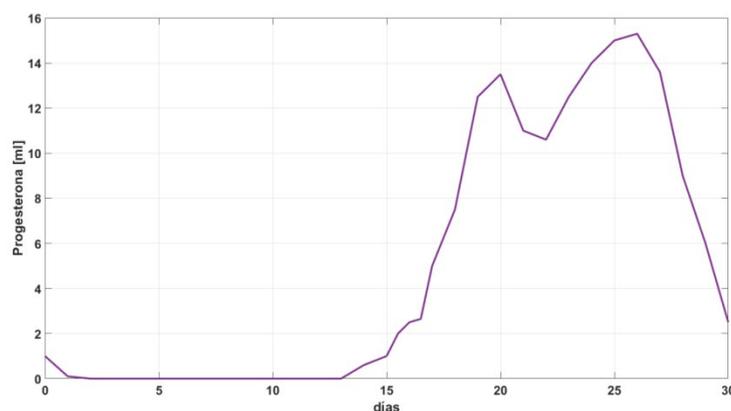


Figura 1. Concentración de la progesterona de la participante del estudio durante el ciclo menstrual [1]

Los patrones espaciales correlacionados temporalmente son conocidos como mapas de actividad funcional. En BOLD, cuando dos o más eventos ocurren al mismo tiempo, las respuestas se suman. La red neuronal por defecto (DMN) que se muestra en la figura 2 indica

en color rojo las subregiones del cerebro que interactúan entre ellas, en particular la corteza prefrontal medial (MPFC), la corteza cíngulo posterior (PCC) y la unión ténporo-parietal izquierda y derecha (TPJ izquierda y derecha). Estas regiones se activan cuando el cerebro está en reposo.

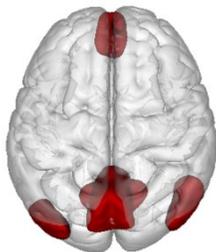


Figura 2. Red Neuronal por Defecto (DMN)

A través de los estudios de resonancia magnética funcional (fMRI) se ha comenzado a comprender la complejidad del conectoma humano. Las matrices de datos obtenidas con la técnica de fMRI tienen un formato de 4 dimensiones, una de esas dimensiones corresponde a las series de tiempo. Los mapas de conectividad funcional se obtienen al determinar la coherencia de la actividad neuronal en distintas regiones cerebrales. La conectividad de la red neuronal por defecto (DMN) se determina después de analizar los patrones de fluctuaciones sincrónicas de la señal BOLD (Blood Oxygenation Level Dependent) cuando la persona está en estado de reposo (rs). Se ha demostrado que estas regiones se activan cuando el cerebro está en reposo y decrece la actividad cuando el cerebro se compromete en una tarea dirigida. [2]

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud (OMS) en 2023 aproximadamente el 77% de las mujeres en edad reproductiva (15-49 años) en el mundo usa algún tipo de método anticonceptivo. Los anticonceptivos hormonales, liberan generalmente de alguna forma artificial de estrógeno y/o progestina. De esta forma, impiden la ovulación. Y, además, aumentan el grosor de la mucosidad del cuello uterino. Impidiendo, así, el paso de los espermatozoides. Datos bioquímicos, psicológicos y de comportamiento en animales han demostrado que las hormonas producidas por los ovarios (estrógeno y progesterona) afectan el comportamiento y modulan la actividad neuronal. [5]

Una forma de determinar de manera indirecta la conectividad funcional es usando el algoritmo de visibilidad [6] que es una forma de representar y analizar series temporales. Cuando las series temporales se convierten en grafos, estos últimos heredan en su topología algunas de las propiedades estructurales de las series temporales, permitiendo así el análisis de series temporales a través de herramientas propias de la teoría de grafos y la teoría de redes complejas.

No existe sólo una manera de mapear series de tiempo a gráficas, en este trabajo nos enfocaremos en el caso de las gráficas de visibilidad horizontal. Una serie de tiempo conformada por n observaciones es utilizada como entrada al algoritmo de visibilidad para construir un grafo de n nodos, cualquier par de nodos están conectados si y sólo si no hay

obstrucción horizontal entre estos dos puntos. A veces es necesario segmentar series de tiempo para facilitar el análisis y/o reducir la carga computacional [7].

La perspectiva matemática trata al conectoma como un grafo de interacciones entre áreas cerebrales. Los nodos del grafo son representaciones abstractas de las áreas cerebrales y las conexiones entre ellos son las aristas.

El grado de un vértice en una red es el número de conexiones asociadas a un vértice, si se hiciera un recuento en una red del número de nodos por cada grado se tendría una distribución de grado que sería entendido igualmente como la distribución de probabilidad de un grado en la red.

Entre las medidas cuantitativas más usadas para evaluar redes complejas (grafos), está la distribución de grado en una red se representa habitualmente como $P(k)$ y es definida como la fracción de nodos en la red con un cierto grado k , como se indica en la ecuación 1. Es como decir que, si la red posee una cantidad de n nodos en total y n_k de ellos repartidos en cada grado k , de esta forma se tiene que

$$P(k) = n_k/n \quad (1)$$

La misma información se presenta en forma de una distribución acumulativa de grado que viene a indicar la fracción de nodos con un grado mayor o igual que k . (Fortino, 2016)

El espectro de una gráfica finita G es por definición el espectro de su matriz de adyacencia, es decir, es el conjunto de eigenvalores junto con su multiplicidad. El espectro de Laplace de una gráfica simple es por tanto el espectro de la matriz de Laplace.

Los eigenvalores del laplaciano en gráficas son por lo tanto un parámetro relacionado con que tan conectados entre sí se encuentran los vértices de la gráfica. El método conocido como agrupamiento espectral ha sido ampliamente usado en estadística multivariada y en análisis de datos, y constituye una poderosa herramienta para clasificar objetos de acuerdo con sus similitudes.

En términos generales, el agrupamiento espectral consiste en clasificar los vértices de una gráfica, que en ese contexto representan la conectividad funcional, de acuerdo con los valores que toman eigenvectores del laplaciano.

2. METODOLOGÍA

En este trabajo, se evaluaron dos secuencias de imágenes tomadas a lo largo de un ciclo menstrual de una mujer, una de las secuencias corresponde a un ciclo menstrual mientras se consume un anticonceptivo de base hormonal y otra sin anticonceptivo; la base de datos usada fue 28andMe [8]

Para cada día del ciclo menstrual corresponde una secuencia de imágenes, el preprocesamiento de las imágenes se llevó a cabo en Matlab, utilizando la librería CONN,

como resultado del preprocesamiento para cada secuencia de imágenes se obtuvieron cuatro series de tiempo que corresponde a las cuatro regiones de interés (ROI Region of Interest) del mapa de la DMN.

Para implementar el algoritmo de visibilidad se usó la librería de Python ts2vg, específicamente el algoritmo de visibilidad natural para calcular las gráficas de visibilidad [7] las cuales pueden observarse en la figura 3.

La librería de Python NetworkX se usó para analizar y medir las estructuras de las redes, es decir las conexiones entre los nodos y las aristas. La librería nos da métricas, que permiten por ejemplo determinar el grado de distribución, el coeficiente de clustering, la distribución espectral, etc. [10]

Se determinó el grado de distribución de conexiones funcionales para cada uno de los días del ciclo menstrual para ambas secuencias, encontrando diferencias observables para ciertos días, en ciertos planos específicos.[7]

A la par del análisis de distribución de redes, se realizó el preprocesamiento de las dos series de imágenes utilizando la librería spm12 en Matlab. Para ello se realizó la realineación de los volúmenes para corregir los movimientos involuntarios que la persona bajo prueba haya tenido durante la adquisición de las imágenes, se realizó la corrección de tiempo para asegurar que todas las imágenes se ajustan a la misma referencia temporal, se normalizaron todas las imágenes para que tuvieran la misma referencia espacial utilizando para ello el atlas MNI, se realizó un filtrado para eliminar el ruido y se correlacionaron las imágenes con los mapas de activación de la red de default. Se eligieron distintos cortes en diferentes planos para contrastar los mismos días en los diferentes ciclos.

3. RESULTADOS

A cada serie de tiempo de cada secuencia, se le aplicó el algoritmo de visibilidad como puede observarse en la figura 3a.

En la figura 3b, se observan las curvas del grado de distribución de las redes que corresponden al día 20 del ciclo menstrual donde la mujer bajo prueba no consumía anticonceptivos y a los días del ciclo menstrual cuando consumía anticonceptivos de base hormonal.

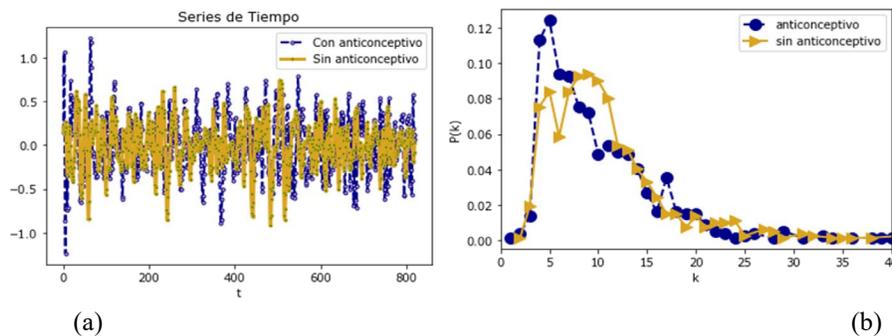


Figura 3. Series de Tiempo y Grado de Distribución

En la figura 4 se muestran los grafos obtenidos a las series de tiempo que corresponden al día 7 del ciclo menstrual con y sin anticonceptivo. Como puede observarse los grafos son muy similares.

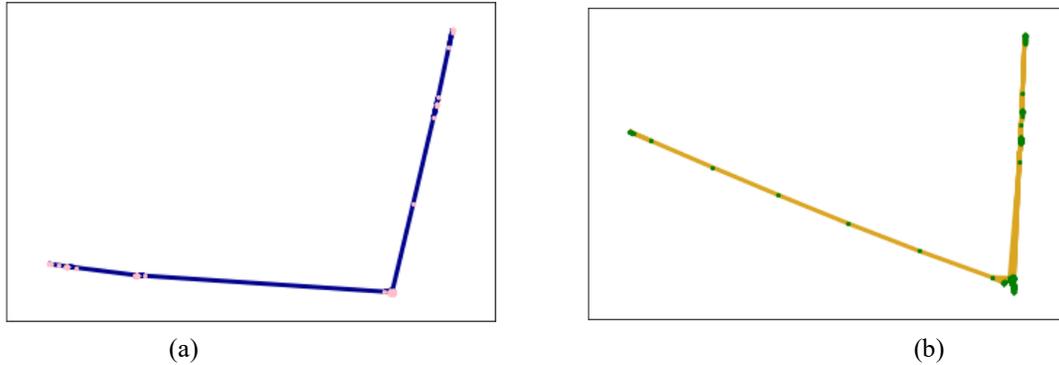


Figura 4. Grafos cuando la mujer bajo prueba tiene un bajo nivel de progesterona. (a) sin consumir ningún anticonceptivo y (b) cuando la mujer consume un anticonceptivo

Sin embargo cuando la mujer bajo prueba tiene un nivel alto de progesterona la estructura de los grafos se modifica. En las figuras 5a y 5c se muestra cómo partir de las series de tiempo, se construye el algoritmo de visibilidad a través de las trayectorias libres de obstrucción que se recorren desde el punto de referencia a los otros puntos a los que está conectado. En las figuras 5b y 5d se muestran los grafos de ambos ciclos menstruales para el día 20 utilizando la distribución espectral (spectral layout), se eligió esta distribución porque la posición de los nodos se determina usando eigenvectores del laplaciano, lo cual es un parámetro que indica qué tan conectados entre sí se encuentran los vértices de la gráfica.

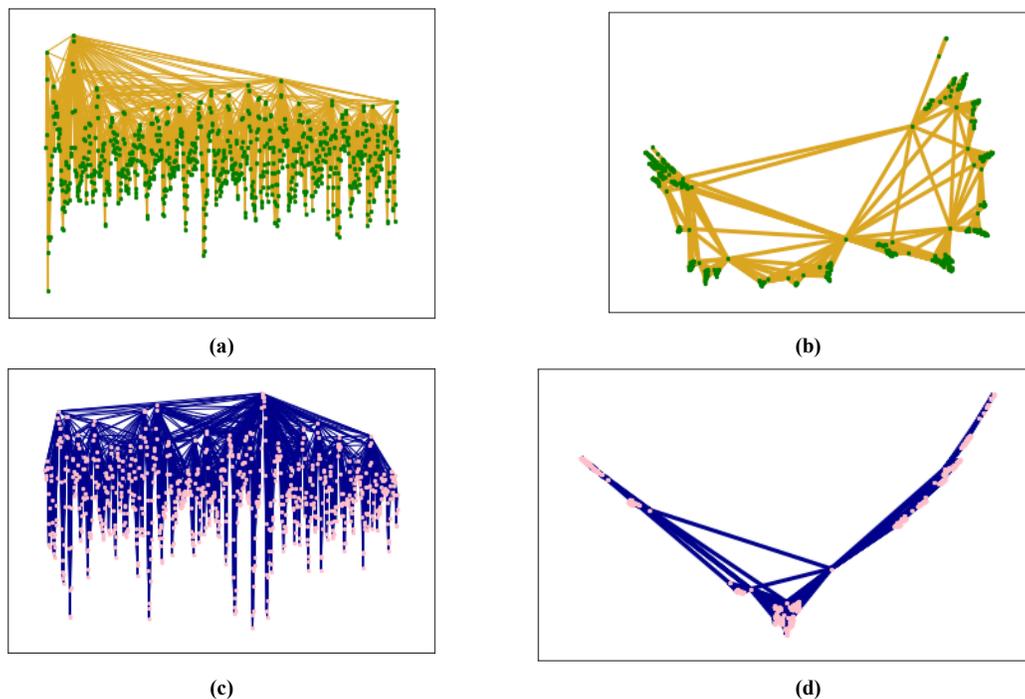


Figura 5. Construcción de la Gráfica de visibilidad (a) y (c) a partir de las series de tiempo, (b) y (d) grafos asociados a la gráfica de visibilidad natural (NVG) que transforma las series de tiempo en grafos (redes) no dirigidos

Los resultados del análisis realizado en SPM12, se muestran en la figura 6; las imágenes corresponden al día 22 del ciclo menstrual de la mujer bajo prueba, el cual corresponde al pico de progesterona.

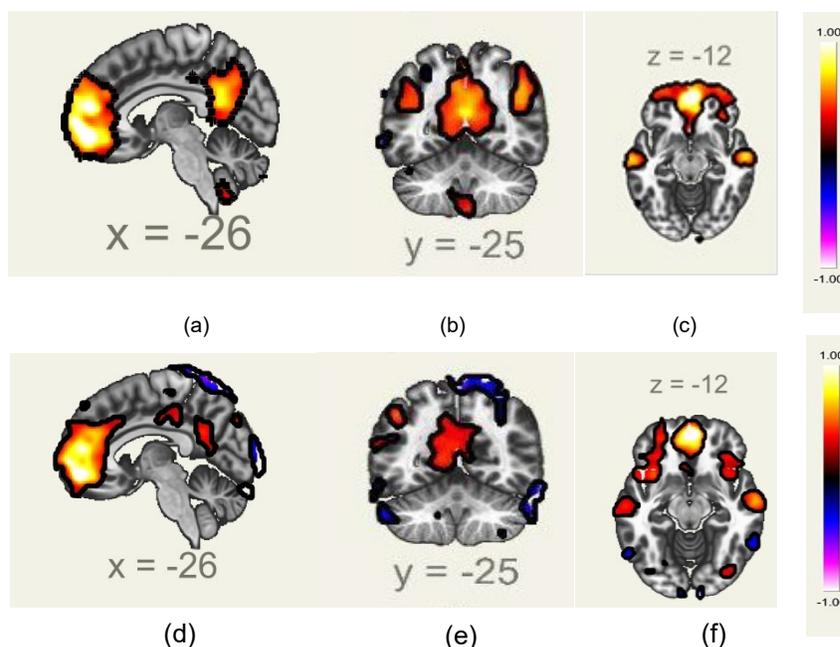


Figura 6. Mapas de conectividad funcional de la red por defecto, planos sagital, coronal y transversal; las imágenes a, b y c corresponden cuando la mujer no toma ningún anticonceptivo y las imágenes d, e y f corresponden a la misma mujer consumiendo un anticonceptivo de base hormonal

En dicha figura 6 se muestran los mapas de conectividad para el día 22 de ambos ciclos menstruales (con y sin anticonceptivo) en diferentes planos en los cortes sagital, coronal y transversal.

A partir de lo que observamos en las imágenes destacamos que la presencia del anticonceptivo tiene un efecto reductor en la intensidad del color es decir en la actividad neuronal (consumo de oxígeno) en esa área del cerebro, las áreas que se sincronizan son las mismas es la actividad cerebral la que es más intensa cuando no se está consumiendo el anticonceptivo que cuando sí lo está haciendo.

4. CONCLUSIONES

A través de las características del grafo podríamos determinar en qué fase del ciclo menstrual porque como se ha ilustrado el nivel de progesterona tiene impacto en la geometría del grafo; así como el consumo de anticonceptivos por la mujer tiene impacto en el consumo de oxígeno en sangre, lo cual se refleja a través de la intensidad del color en los mapas de conectividad funcional.

Este análisis podría considerarse como herramienta de diagnóstico para determinar los picos de variación en algunas hormonas.

Una posible extensión de este artículo es explorar diferentes métricas para evaluar el nivel de progesterona en diferentes días.

5. REFERENCIAS

- [1]. Laura Pritschet, Tyler Santander, Caitlin M. Taylor, Evan Layher, Shuying Yu, Michael B. Miller, Scott T. Grafton, Emily G. Jacobs, (2020). “Functional reorganization of brain networks across the human menstrual cycle”, *NeuroImage*, vol 220, 117091, ISSN 1053-8119. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2020.117091>.
- [2]. Russell A. Poldrack, Jeanette A. Mumford, and Thomas E. Nichols. “Handbook of Functional MRI Data Analysis”. Cambridge University Press (2011).
- [3]. Okruhlik, K. (1994). “Gender and the Biological Sciences. Canadian Journal of Philosophy Supplementary” vol 20, pp. 21-42. doi: 10.1080/00455091.1994.10717393.
- [4]. Valls-Llobet Carmen. (2006). “La menstruación: de la invisibilidad a la abolición. Estudios de la Diferencia Sexual”, vol. 31.
- [5]. Dreher JC, Schmidt PJ, Kohn P, Furman D, Rubinow D, Berman KF. (2007). “Menstrual cycle phase modulates reward-related neural function in women”. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 104(7):2465-70. doi: 10.1073/pnas.0605569104. PMID: 17267613; PMCID: PMC1892961.
- [6]. Lacasa L, Luque B, Ballesteros F, Luque J, Nuño JC. (2008). From time series to complex networks: the visibility graph. *Proc Natl Acad Sci U S A*. 2008 Apr 1;105(13):4972-5. doi: 10.1073/pnas.0709247105. PMID: 18362361; PMCID: PMC2278201.
- [7]. Bergillos Varela, Carlos. (2020). “A study of visibility graphs for time series representations”. Universitat Politècnica de Catalunya Facultat d’Informàtica de Barcelona. <https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/328691/152711.pdf?sequence=1&isAllowed=y>.
- [8]. Laura Pritschet and Tyler Santander and Caitlin M. Taylor and Evan Layher and Shuying Yu and Michael B. Miller and Scott T. Grafton and Emily G. Jacobs and Morgan Fitzgerald and Joshua M. Mueller (2021). 28andMe. OpenNeuro. [Dataset] doi: 10.18112/openneuro.ds002674.v1.0.5.
- [9]. Pritschet Laura, Santander Tyler, (2020) et al. “Functional reorganization of brain networks across the human menstrual cycle”. *NeuroImage*, vol. 220, 117091, ISSN 1053-8119. [Functional reorganization of brain networks across the human menstrual cycle - ScienceDirect](#).
- [10]. A. Hagberg, D. Schult, P. Swart. (2008). “Exploring Network Structure, Dynamics, and Function using Network X”. *Proc. SciPy*, G. Varoquaux, T. Vaught, J. Millman (Eds), pp. 11–16.

USO DE GEMCITABINA EN PACIENTES CON DIAGNÓSTICO DE CÁNCER CERVICOUTERINO EN ESTADIOS LOCALMENTE AVANZADOS QUE PRESENTAN FALLO RENAL

Luis Gustavo Torres Abraján^a, Paloma Marlem Meza Gayosso^b

Instituto Nacional de Cancerología, SSA. (INCan), Ciudad de México

^algustavo.torres.11@gmail.com, ^bpalomarmezaga@gmail.com

RESUMEN

El cáncer cérvicouterino en México es el segundo tipo de cáncer más frecuente en pacientes femeninos. La terapia estándar es quimioterapia con cisplatino más radioterapia, sin embargo, hay una limitante, la nefrotoxicidad, por lo que se planteó el uso de gemcitabina en estadios localmente avanzados, ya que en estos estadios se presenta la hidronefrosis secundaria a obstrucción ureteral. Se realizó un estudio retrolectivo donde se seleccionaron 6 artículos obtenidos a través de la plataforma PubMed, que justifican el uso de la gemcitabina en cáncer cervicouterino en estadios localmente avanzados, demostrando la seguridad y eficacia del fármaco. Se evidencia un resultado satisfactorio, viéndose reflejado en valores como son la tasa de filtrado glomerular y la creatinina sérica al inicio y al final del tratamiento, mostrando una comparativa respecto al cisplatino de eficacia exitosa. Es importante continuar con los estudios de fase II y fase III para ampliar el uso de gemcitabina.

Palabras claves: Gemcitabina, Cáncer Cervicouterino, Cisplatino

ABSTRAC

Cervical cancer in Mexico is the second most frequent type of cancer in female patients. The standard therapy is chemotherapy with cisplatin plus radiotherapy, however, there is a limitation, nephrotoxicity, for which the use of gemcitabine in locally advanced stages was considered, since hydronephrosis secondary to ureteral obstruction occurs in these stages. A retrolective study was carried out where 6 articles obtained through the PubMed platform were selected, which justify the use of gemcitabine in cervical cancer in locally advanced stages, demonstrating the safety and efficacy of the drug. A satisfactory result is evidenced, being reflected in values such as the glomerular filtration rate and serum creatinine at the beginning and at the end of the treatment, showing a comparison with respect to cisplatin of successful efficacy. It is important to continue with the phase II and phase III studies to expand the use of gemcitabine.

Key words: Gemcitabine, Cervical Cancer, Cisplatin

1. INTRODUCCIÓN

El cáncer cervicouterino es el cuarto cáncer en tasas de incidencia y mortalidad a nivel mundial, en México representa el segundo cáncer más frecuente generando 4335 muertes al año, así como 9439 casos de incidencia en la población femenina durante el año 2020 por lo que representa un problema de salud pública que va en aumento en el país por su alta prevalencia que oscila entre los 30 y 50 años de edad. [1] Su tratamiento definitivo es la quimiorradiación concomitante con cisplatino usualmente a dosis de 40mg/m² seguido de braquiterapia, lo cual ha demostrado mejoría en la supervivencia global y supervivencia libre de enfermedad. [2,3] No obstante, debido a la nefrotoxicidad del cisplatino, se ha planteado el uso de gemcitabina en estadios localmente avanzados (IB2 a IVA) que se estatifican clínicamente de acuerdo con las guías de la Federación Internacional de Ginecología y Obstetricia (FIGO). Es importante saber que a partir de estadios localmente avanzados las pacientes llegan a cursar con obstrucción ureteral e hidronefrosis, específicamente en un estadio IIIB. (Figura 1). [2,4]

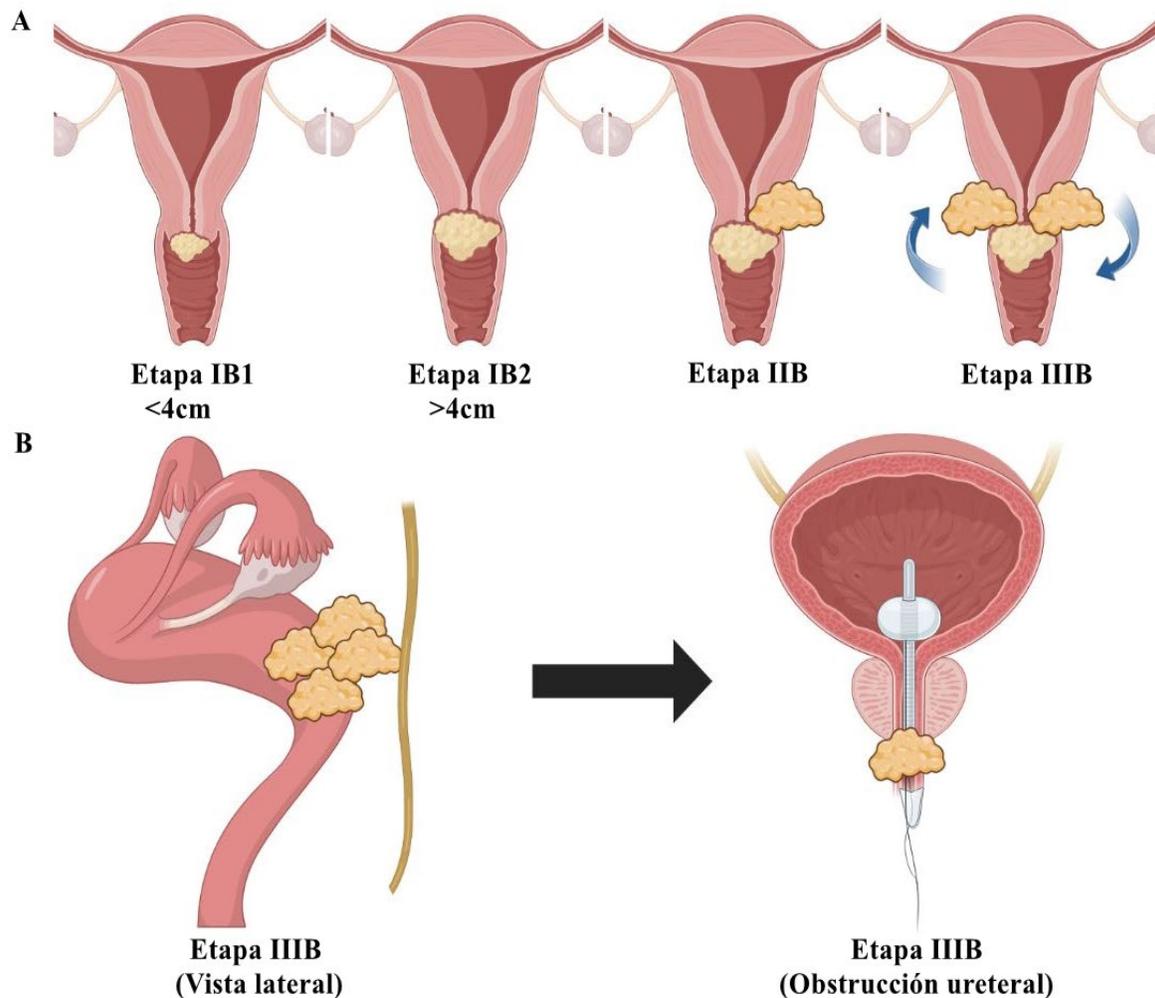


Figura 1. Estadificación del cáncer cervicouterino de acuerdo con la FIGO 2018. A. Ilustra la progresión de la enfermedad en un corte coronal. B. Ilustra la progresión de la enfermedad en un corte medial. [4]

La gemcitabina es un análogo nucleósido de desoxitidina que interrumpe la síntesis de DNA en la célula tumoral. Su farmacocinética nos permite estudiar sus metabolitos activos, monofosfato nucleósido, difosfato nucleósido y trifosfato nucleósido de gemcitabina, quienes interrumpen la elongación de la cadena de DNA y no son detectables en la orina, por lo que se considera un profármaco. [5] Mientras que su metabolito inactivo, 2'-dexoxy-2',2'-difluorodesoxiuridina (dFdU) es excretado en la orina, y en estudios Fase I ha demostrado que no deteriora la función renal como la terapia estándar con cisplatino. También es un potente radiosensibilizador, además de ser usado en la quimioterapia de otras neoplasias malignas particularmente el cáncer de pulmón de células no pequeñas, el cáncer de páncreas, el cáncer de vejiga y el cáncer de mama. En cáncer cervicouterino se ha demostrado efectividad y eficacia en estudios in vitro y a nivel clínico, lo que justifica su uso para el tratamiento de estas pacientes, ya que las pacientes cuando son diagnosticadas en estadios localmente avanzados empiezan a tener disminución de la tasa de filtrado glomerular y desarrollan enfermedad renal crónica (ERC). [2,3,5]

2. OBJETIVO

Justificar el uso de gemcitabina de acuerdo con publicaciones que se realizaron desde el año 2001 hasta el año 2022 para el tratamiento de cáncer cérvico uterino en estadios localmente avanzados comparando con la literatura de estudios previos del año 2000 que nos apoya en el uso del fármaco en pacientes con deterioro de la función renal.

Demostrar la seguridad y eficacia del fármaco a través de la respuesta de las pacientes estudiadas en los artículos del año 2001 hasta el año 2022, observando el resultado la creatinina medida y por consiguiente tasa de filtrado glomerular (TFG), categorizando así mediante el cálculo por la fórmula CKD-EPI y comparando los distintos resultados de las literaturas previas.

3. MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó un estudio retrolectivo de la literatura y una selección de 6 artículos incluidos en la base de datos de PubMed desde el año 2001 hasta el 2022 y se compararon los resultados de la respuesta al tratamiento de las pacientes que presentaron carcinoma de cérvix localmente avanzado tratadas con gemcitabina como agente radiosensibilizador concomitante con radioterapia.

Una vez seleccionados los artículos de revisión de los estudios previos de acuerdo con los criterios de inclusión (Tabla 1) de artículos y comparada su respuesta al tratamiento para evaluar la eficacia y seguridad del fármaco para pacientes con cáncer cervicouterino localmente avanzado, se categorizó el tipo de respuesta con respecto al uso de gemcitabina gracias a los criterios de RECIST v1.1 que se muestran en los resultados. Para realizar las ilustraciones se usó el programa de biorender. Asimismo, se discute el uso del fármaco gracias al cálculo de la Tasa de Filtrado Glomerular por la fórmula de CDK-EPI del estudio realizado en 2022 para el estudio de cohorte 2023 donde se mide la creatnina sérica y la tasa de filtrado glomerular, en el Instituto Nacional de Cancerología.

Tabla 1. Criterios usados para la selección de artículos

Criterios de inclusión	
1	Menciona las propiedades farmacocinéticas y farmacodinámicas de la gemcitabina
2	Evalúa la gemcitabina como nuevo tratamiento para el cáncer cervicouterino en estadios localmente avanzados
3	Compara la seguridad y la eficacia de la gemcitabina, ya sea sola o con respecto a la terapia estándar con cisplatino
4	La población estudiada presenta estadios localmente avanzados y en algunos casos hidronefrosis
5	En caso de ser medida se menciona la información de respuesta de la Tasa de Filtrado Glomerular (TFG) calculada por la fórmula CKD-EPI en unidades ml/min/1.73m ²

4. RESULTADOS

De acuerdo con la selección de los 6 artículos que se revisaron se demuestra una comparativa con cada autor acerca del uso de gemcitabina y su nivel de respuesta en diferentes pacientes que, en un periodo de tiempo de estudio desde el año 2001 al 2022, muestran una alta tasa de respuesta completa en las pacientes tratadas con este régimen terapéutico, combinando radioterapia de manera concomitante, se observa que el tratamiento a dosis de 300mg/m² de gemcitabina se ajusta por el hecho de usar la radioterapia. Anteriormente no se medía la creatinina ni la tasa de filtrado glomerular, hasta el 2004 que en el artículo de Cetina y colaboradores se planteó el daño renal secundario a hidronefrosis, posteriormente en el año 2022 se mide el cambio de la TFG por primera vez mostrando un cambio excepcional en comparativa con la terapia estándar de Cisplatino. Los criterios de respuesta en cuanto al tratamiento antineoplásico se definieron por la tabla de criterios de RECIST v1.1, los cuales nos ayudan a observar la respuesta disminuyendo las lesiones diana del tumor de cáncer cervicouterino. (Tabla 2)

Tabla 2. Tabla de Criterios de evaluación de tumores sólidos para cáncer cervicouterino [10]

Criterios de evaluación en la respuesta a tumores sólidos RECIST v.1.1	
Respuesta completa (RC)	Desaparición de todas las lesiones diana
Respuesta parcial (RP)	30% de disminución en la suma del diámetro mayor de las lesiones diana, tomando como referencia la suma basal del diámetro mayor
Progresión de la enfermedad (PE)	20% de aumento en la suma del diámetro mayor de las lesiones diana
Enfermedad estable (EE)	Ni suficiente disminución como para clasificarla RP, Ni suficiente para clasificarla PE

Se puede observar que previo al 2004 no se había planteado el daño renal secundario a la actividad tumoral y se mide por primera vez la tasa de filtrado glomerular (TGF) para clasificar la lesión renal o enfermedad renal crónica (ERC) por medio del cálculo de la fórmula de CKD-EPI. El cambio significativo de la tasa de filtrado glomerular refleja una variante muy importante que se plantea al finalizar el estudio, la supervivencia global de este cáncer para pacientes que cursen deterioro de la función renal, lo cual podemos observar que

se repite la medición hasta el año 2022 mostrando una mejoría y un nivel de cambio en aumento de la TFG con respecto a la media basal de las pacientes. (Tabla 3)

Tabla 3. Tabla comparativa de estudios previos con resultados del uso de gemcitabina. RC; Respuesta completa, RP; Respuesta parcial, VMI: Valor Medio Inicial. VMPT: Valor Medio Posterior al Tratamiento. (#): Número de veces que se repitió el tratamiento semanalmente

Autor y año	Pacientes	Tratamiento	Supervivencia	Tasa de filtrado glomerular calculada por la fórmula CKD-EPI
Pattaranutaporn 2001	19 pacientes	Gemcitabina 300mg/m ² , 1 vez por semana + Radioterapia estándar concurrente	RC: 17(89.5)	-
Porras 2003	24 pacientes	350mg/m ² , 1 vez por semana	RC: 22(91)	-
Rodríguez- Peral 2003	22 pacientes	250mg/m ³ , 1 vez por semana	RC: 20(91)	-
Cetina 2004	9 pacientes	Gemcitabina 300mg/m ² , 1 vez por semana (6) + Radioterapia pélvica	RC: 8(89)	VMI: 22,78 mg/ml/min VMPT: 54,3mg/ml/min
Verma 2009	20 pacientes	Gemcitabina 150mg/m ³ , 1 vez por semana (5) + Radioterapia concomitante	RC: 14(70) RP: 6(30)	-
Hassan 2022	63 pacientes	Gemcitabina 300mg/m ² , 1 vez por semana	RC: 55 (87.3)	Disminuyó hasta 1.9% con respecto a la basal en los 63 pacientes

5. DISCUSIÓN

La comparación de los 6 artículos que incluyen tipo observacional, longitudinal, experimental, y estudio fase II, que corresponden a los años 2001 (Pattaranutaporn), 2003 (Porras, Rodríguez-Peral), 2004 (Cetina), 2009 (Verma), 2022 (Hassan), realizaron una pragmática muy parecida, y puede notarse al ver los resultados de todos ellos, iniciando con el estudio realizado por Pattaranutaporn donde el tratamiento fue Gemcitabina 300mg/m², 1 vez por semana más radioterapia estándar, siendo igual a la dosis de tratamiento mencionada por el estudio de Cetina y colaboradores donde se utilizaron 300mg/m² de gemcitabina 1 vez por semana, durante 6 semanas más radioterapia pélvica en ambos estudios la respuesta completa fue de 89% para Cetina y solo variando por .5 para el estudio de Pattaranutaporn, avanzando más en el resultado. El estudio realizado por Porras indica que el tratamiento fue de una vez por semana a una dosis de 350mg/m² y el de Rodríguez fue de una vez por semana, pero a dosis de 250mg/m³, a estas dosis ambos demostraron un grado alto de respuesta completa con un porcentaje del 91% lo cual es satisfactorio respecto a lo esperado, así mismo tenemos el estudio realizado por Verma y colaboradores que a dosis de 150mg/m³ obtuvo una respuesta completa de 70%. Por último y de manera encomiable, se debe considerar que la explicación para estos hallazgos se encuentra en las diversas variables de inclusión y exclusión de los estudios y a las diferencias respecto a los años en los que se

llevaron a cabo, tomando en cuenta la homogeneidad de las pacientes con diagnóstico cáncer cervicouterino tratadas, hablando de la estaficación (localmente avanzada) y la duración de los estudios, además lograron demostrar su efectividad reflejada mediante los porcentajes de respuesta completa evaluados por los criterios de RECIST v1.1 para tumores sólidos, siendo este un resultado favorable y efectivo respecto a los resultados esperados del tratamiento de gemcitabina para los pacientes con cáncer cérvico uterino en estadios localmente avanzados, en definitiva demostrando la seguridad del uso del fármaco con la proporción de que el beneficio es mayor al riesgo en comparación del cisplatino. Haciendo énfasis en los resultados de TFG medida en el estudio de Cetina y colaboradores y en los resultados del estudio posterior de Hassan y colaboradores, dándonos luz verde para un estudio con un tamaño mayor de muestra.

6. CONCLUSIÓN

En el estudio retrolectivo se logró demostrar que la gemcitabina es un tratamiento más eficaz en pacientes con diagnóstico de cáncer cervicouterino localmente avanzado y que lleguen a presentar TFG disminuida por obstrucción ureteral e hidronefrosis asociada a la neoplasia, sin embargo es importante continuar con los estudios de fase II y fase III para evaluar el uso de gemcitabina en pacientes con carcinoma de cérvix en estadios localmente avanzados ya que los avances son significativos pero la investigación sobre el tema es pobre, actualmente se realiza un estudio de cohorte con 352 pacientes desde el año 2004 hasta el año 2018 en el Instituto Nacional de Cancerología donde se observan datos preliminares de tasa de filtrado glomerular y creatinina antes y después del uso del radiosensibilizador, importante para el cambio de terapia estandarizada para pacientes con estas especificaciones.

7. REFERENCIAS

- [1]. Muñoz-Bello JO, Carrillo-García A, Lizano M. Epidemiology and Molecular Biology of HPV Variants in Cervical Cancer: The State of the Art in Mexico. *Int J Mol Sci.* 2022 Aug 2;23(15):8566.
- [2]. Cetina L, Rivera L, Candelaria M, de la Garza J, Dueñas-González A. Chemoradiation with gemcitabine for cervical cancer in patients with renal failure. *Anticancer Drugs.* 2004 Sep;15(8):761-6
- [3]. Verma AK, Arya AK, Kumar M, Kumar A, Gupta S, Sharma D, Rath G. Weekly cisplatin or gemcitabine concomitant with radiation in the management of locally advanced carcinoma cervix: results from an observational study. *J Gynecol Oncol.* 2009 Dec;20(4):221-6. doi: 10.3802/jgo.2009.20.4.221.
- [4]. Matsuo K, Machida H, Mandelbaum RS, Konishi I, Mikami M. Validation of the 2018 FIGO cervical cancer staging system. *Gynecol Oncol.* 2019 Jan;152(1):87-93. doi: 10.1016/j.ygyno.2018.10.026
- [5]. Venook AP, Egorin MJ, Rosner GL, Hollis D, Mani S, Hawkins M, Byrd J, Hohl R, Budman D, Meropol NJ, Ratain MJ. Phase I and pharmacokinetic trial of gemcitabine in patients with hepatic or renal dysfunction: Cancer and Leukemia Group B 9565. *J Clin Oncol.* 2000 Jul;18(14):2780-7.

- [6]. Porras AR, Valencia N, Bastarrachea J. Weekly gemcitabine concurrently to external radiotherapy for cervical cancer stage IB2- IVA. ASCO Annual Meeting 2003.
- [7]. Brau-Figueroa H, Arango-Bravo E, Castro-Eguiluz D, Galicia-Carmona T, Lugo-Alferez LA, Cruz-Bautista I, Jiménez-Lima R, Cetina-Pérez L. Effectiveness of Concomitant Chemoradiotherapy with Gemcitabine in Locally Advanced Cervical Cancer Patients with Comorbidities. *Cancer Res Treat.* 2022 Apr;54(2):554-562. doi: 10.4143/crt.2021.375.
- [8]. Rodriguez-Peral JJ. Locally advanced cervical carcinoma (LACC) treated with concurrent gemcitabine (GEM) and radiotherapy (RT). ASCO Annual Meeting 2003.
- [9]. Pattaranutaporn P, Thirapakawong C, Chansilpa Y, Therasakvi-chya S, leumwananontachai N, Thephamongkhol K. Phase II study of concurrent gemcitabine and radiotherapy in locally advanced stage IIIB cervical carcinoma. *Gynecol Oncol* 2001; 81:404-7.
- [10]. Eisenhauer EA, Therasse P, Bogaerts J, Schwartz LH, Sargent D, Ford R, Dancey J, Arbuck S, Gwyther S, Mooney M, Rubinstein L, Shankar L, Dodd L, Kaplan R, Lacombe D, Verweij J. New response evaluation criteria in solid tumours: revised RECIST guideline (version 1.1). *Eur J Cancer.* 2009 Jan;45(2):228-47. doi: 10.1016/j.ejca.2008.10.026.

VIABILIDAD EN LA DETECCIÓN TEMPRANA DE GLAUCOMA CON EL PROCESAMIENTO Y MEDICIÓN DE ACTIVIDAD CEREBRAL: RESULTADOS PRELIMINARES

Maribel Tello Bello^{a,b}, José de Jesús Ramos Beltrán^b, Eduardo Tepichin Rodríguez^a,
Rogerio Enríquez Caldera^a, Ángel Sinue Cruz Félix^a

^aInstituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, Pue. Puebla,
mtellobello@inaoep.mx, tepichin@inaoep.mx, rogerio@inaoep.mx, sinue@inaoep.mx

^bUniversidad Anáhuac Puebla
maribel.tello@anahuac.mx, jesus.ramosb@anahuax.mx

RESUMEN

Se presenta una propuesta experimental y avances preliminares, para realizar un prediagnóstico temprano del Glaucoma con el análisis de señales cerebrales obtenidas por estimulación visual. En esta propuesta se utiliza una Diadema EMOTIV EPOC FLEX de 32 canales, para la detección de la respuesta cerebral ante un estímulo visual desplegado en una pantalla. Este estímulo visual es un nuevo procedimiento desarrollado en lenguaje Python y diseñado con base en la prueba óptica de campimetría, que es un proceso estándar para el diagnóstico de esta neuropatía. Con el análisis y procesamiento de estas señales se espera encontrar una metodología para un prediagnóstico temprano de esta grave enfermedad.

Palabras claves: Campimetría, Procesamiento de señales cerebrales, Prediagnóstico de Neuropatías ópticas

ABSTRACT

An experimental proposal and preliminary advances are presented to perform an early pre-diagnosis of Glaucoma with the analysis of brain signals obtained by visual stimulation. A 32 channels EMOTIV EPOCFLEX Headband is used to detect the brain response to a visual stimulus displayed on a screen. This visual stimulus is a new procedure developed in Python language and designed based on the optical campimetry test, which is a standard process for the diagnosis of this neuropathy. With the analysis and processing of brain signals, it is expected to find a methodology for an early pre-diagnosis of this serious disease.

Key words: Campimetry, Brain signal processing, Pre-diagnosis of Optic Neuropathies

1. INTRODUCCIÓN

El Glaucoma es una enfermedad ocular crónica considerada la primera causa de pérdida irreversible de visión, la segunda causa más común de ceguera en el mundo, y según la OMS se encuentra entre las principales causas de discapacidad. Se estima que hay cerca de 80 millones de personas enfermas de glaucoma en el mundo y para el 2024 se incrementará

este número hasta 111 millones. Aproximadamente la mitad de estas personas desconocen que tienen esta enfermedad.

En los países desarrollados esta falta de diagnóstico se debe a la falta de información sobre la enfermedad, pero en los países con altos índices de pobreza la razón es la falta de acceso a servicios de salud ocular [1] [2] [3]. Se trata de una enfermedad irreversible para la que no hay cura, pero es posible controlar su progresión con un diagnóstico precoz y tratamiento adecuado [4].

Al respecto existen varias técnicas de diagnóstico reportadas en la literatura utilizadas para el diagnóstico de Glaucoma, mismas que se mencionan a continuación.

2. TÉCNICAS EXISTENTES PARA EL DIAGNÓSTICO DEL GLAUCOMA

El glaucoma se ajusta a un grupo de alteraciones visuales que tienen en común la pérdida de los axones de las células ganglionares, generando una atrofia óptica progresiva ocasionando daño gradual en del campo visual y en la anatomía del nervio óptico. La presión intraocular es un factor clave para el diagnóstico de muchos de los subtipos de glaucoma, siendo este parámetro el que directamente se trata o se intenta controlar. El tipo de glaucoma primario de ángulo abierto (GPAA) es el que se presenta con mayor regularidad, principalmente en personas adultas a partir de los 40 años [5].

Los métodos comúnmente utilizados para la detección del glaucoma son: Tanometría, Gonioscopia, Oftalmoscopia, Perimetria automática estándar, Tomografía de coherencia óptica (OCT) y Paquimetría. Sin embargo, estas pruebas requieren de instrumentación especial por lo que generalmente solo están disponibles en clínicas oftalmológicas, los equipos son físicamente invasivos para los pacientes y de alto costo.

La Perimetria/Campimetría es el único método capaz de cuantificar la pérdida funcional del campo visual, no es invasivo y además es el más utilizado para realizar el diagnóstico de glaucoma. Sin embargo, presenta altos costos tanto para el paciente como para el médico, y otras características poco deseables principalmente para los pacientes con Glaucoma, por ejemplo las variables ambientales (cambios de temperatura y presión atmosférica) y fisiológicas (ritmo circadiano, niveles de oxígeno y glucosa en sangre, fluctuaciones diarias en la atención, presión arterial, presión intracraneal, estrés). Lo anterior sucede porque en los pacientes con glaucoma el nervio óptico ya se encuentra lesionado, y estas áreas parcialmente dañadas trabajan en su límite metabólico [6], [7].

En los últimos años se está utilizando la electrofisiología neuronal como una de las potenciales herramientas para el diagnóstico de neuropatías ópticas. Esta metodología es una prueba *No invasiva*, presenta mayor resolución temporal incluso que la resonancia magnética, no tiene las limitaciones externas mencionadas con anterioridad, puede resultar sumamente precisa, puede dar información funcional del sistema de visión, podría ser más económico y accesible (ya que los equipos de encefalografía de pocos electrodos son en general de bajo costo), entre otras ventajas. Sin embargo, aún no se utiliza de forma rutinaria por la falta de criterios claros de diagnóstico basados en hallazgos experimentales, falta de biomarcadores específicos o procesamientos bien documentados de las señales. También

impactan los inconvenientes asociados con los métodos tradicionales de EEG (tiempos de configuración muy largos, portabilidad limitada, preparación incómoda de la cabeza, uso de pastas, geles, soluciones salinas etc) falta de integración entre los estímulos visuales y el EEG, entre otros [1], [8], [9].

Los Potenciales Visuales Evocados (VEP por sus siglas en inglés) son pruebas electrofisiológicas neuronales que registran las señales de regiones específicas del cerebro provocadas por la estimulación del sistema de visión. Los foto-receptores del ojo se encargan de convertir los estímulos visuales en señales eléctricas que son procesadas por el cerebro y posteriormente tales VEP son medidos y analizados para encontrar biomarcadores de la trayectoria desde la retina, nervio óptico, quiasma óptico, hasta diversas regiones cerebrales. Los estímulos visuales usados se clasifican en destellos luminosos o “Flash” y cambios de patrones o “Pattern”. Hay una gran variedad de propuestas del estímulo visual, desde el típico tablero de ajedrez con cambios en color de cuadros blancos-negros, hasta el estado de reposo con ojos cerrados. Teóricamente se manejan tres trayectorias del sistema de visión humana, Magno-celular, Parvo-celular y Konio-celular, las cuales se pueden activar selectivamente con un adecuado y cuidadoso diseño del estímulo visual [8], [9] [10], [11], [12].

Esta técnica de VEP’s se ha comparado con diversos procedimientos estándares, usados para el diagnóstico de Glaucoma, uno de los más modernos es la Tomografía de Coherencia (OCT). Así se han encontrado claras muestras de diferencias evidentes entre las señales de personas sanas, con personas diagnosticadas con Glaucoma. En esos estudios mayormente se realizan análisis en el tiempo y en menor grado en la frecuencia. También se usan diferentes números de electrodos, que van desde 3 electrodos en la región occipital, hasta 64 electrodos que cubren casi todas las regiones cerebrales. Estos parámetros entre otros se definen para la propuesta presentada en este trabajo [6], [10], [11], [13].

Sin embargo, hasta el momento no existe una prueba de identificación del glaucoma con la anticipación, eficacia, accesibilidad, fácil de aplicar y cómoda de interpretar; esto dadas las características de la población con mayor afectación; es decir, enfermos no diagnosticados principalmente de países en vías de desarrollo, sin un sistema de salud ocular adecuado, sin el poder adquisitivo suficiente para realizarse las pruebas oculares o la visita al oftalmólogo.

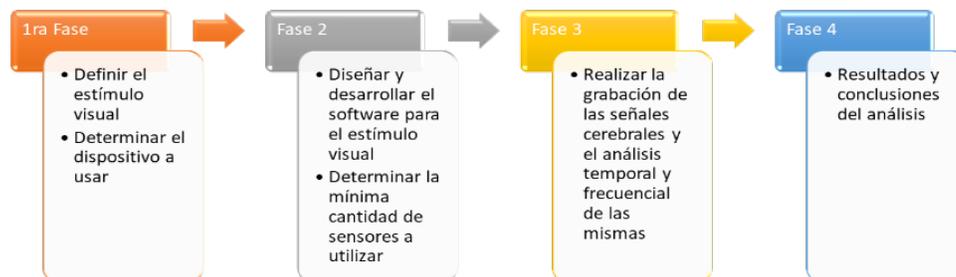


Figura 1. Fases del desarrollo del proyecto

Por lo tanto, en este trabajo se presentan las primeras fases del diseño e implementación de un procedimiento clínico que permita la realización de un pre-diagnóstico temprano del

Glaucoma, mismo que está basado en el análisis de señales cerebrales obtenidas por estimulación visual. El procedimiento propuesto consta de cuatro fases, mismas que se describen esquemáticamente en la figura 1.

A continuación, se describen las características del desarrollo de cada una de las fases.

3. DIAGNÓSTICO TEMPRANO: DESARROLLO EXPERIMENTAL

3.1 Software

3.1.1 Diseño: Esta basado en el examen de Campimetría computarizada por las ventajas que este presenta y que se mencionan en la sección 2 de este trabajo. Está planteado para realizar 3 pruebas a cada uno de los participantes del experimento una de las cuales está ejemplificada en el diagrama de la figura 3. Así, se utiliza un fondo amarillo y un estímulo azul tal como recomiendan algunos estudios actuales ya que demuestran que esta condición es específica para enfermos de glaucoma en estado temprano [13], [14]. Además, se marca en el centro de la pantalla un punto negro como guía de enfoque durante toda la prueba. Se deben obtener los datos básicos de la persona que se somete a la prueba (nombre, edad, uso o no de anteojos)

3.1.2 Desarrollo: El software se encuentra desarrollado en Python. Con ayuda de librerías como *numpy* para la creación de arreglos numéricos y *PyGame* para animaciones. En la primera prueba se presenta el fondo amarillo y el punto central de enfoque durante 1 minuto. En la 2da prueba, se muestra la misma pantalla amarilla, pero en esta ocasión un cuadro azul se mueve realizando un recorrido en los ejes “x” y “y”. Se barre toda la pantalla de forma aleatoria sin que se repita una sola trayectoria. La tercera y última prueba, consiste en realizar los mismos barridos que en la prueba 2, pero en esta ocasión se le solicita al usuario que cada que vea que el cuadro termina el barrido presione la tecla espaciadora, lo que almacenará de manera automática en una hoja de Excel, sus datos, coordenadas “x” y “y” y el tiempo en el que presiono el botón (Fig. 2).

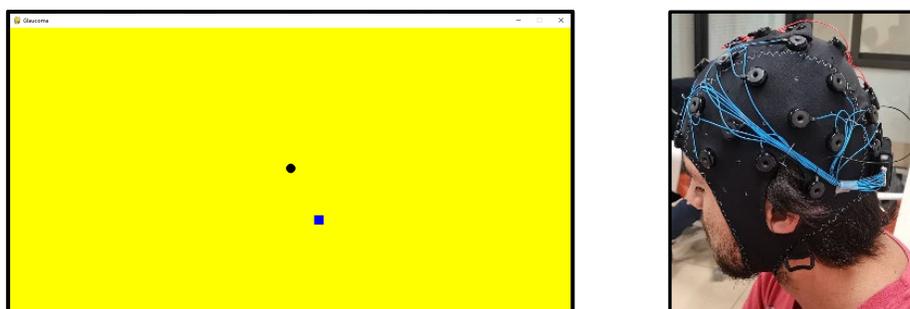


Figura 2. Muestra de la pantalla del diseño de software y de la diadema EMOTIV FLEX

3.2 Dispositivo

Se utiliza una diadema “EMOTIV EPOC Flex Wireless saline models” de 32 canales con muestreo secuencial simple de 128 sps, 14 bits de resolución, ancho de banda de 0.2 – 45 Hz., rango dinámico de ± 4.12 mV [15].

3.3 Toma de datos

Después de una revisión exhaustiva de la literatura sobre el número y posición de los electrodos en las diferentes regiones del cerebro se realiza una tabla que contiene las etapas en la que se enfocaron los esfuerzos para realizar los análisis y procesamiento de las señales cerebrales obtenidas de la aplicación del experimento. Estas fases se muestran en la Tabla I. [8], [9], [16], [11], [12], [13], [16], [17], [18], [19], [20].

Tabla I. Etapas de análisis y procesamiento de señales de electrodos de EEG

Método	Electrodos		Etapas de Análisis
VEP	Oz (RJ)	Occipital central	Primer Etapa
	O1 (LL)	Occipital Izq	
	O2 (RL)	Occipital Derecha	
VEP / otros	Cz (LB)	Central	
	Fz (RK)	Frontal central	
	FC1 (LC)	Frontal central izq	
	FC2 (RC)	Frontal central Derecho	
Otros	Pz (LJ)	Parietal central	Segunda Etapa
	CP1 (LP)	Parietal central Izq	
	CP2 (RP)	Parietal central Derecho	
	F3 (LF)	Frontal superior Izq	
	F4 (RF)	Frontal superior Derecho	
	C3 (LA)	Central Izq	
C4 (RA)	Central Derecho		
P3 (LN)	Parietal superior Izq		
P4 (RN)	Parietal superior Derecho		

4.- RESULTADOS EXPERIMENTALES PRELIMINARES

Hasta el momento se han realizado 8 experimentos para familiarizarse con el dispositivo EEG. Se realizó la primera fase de toma de datos a 7 voluntarios, 2 corridas por usuario, una de ellas en pantalla y la otra en un proyector para ampliar el campo de visión. Se grabó video y datos de EEG de los 7 usuarios, sin embargo, se discriminaron las pruebas de 2 usuarios debido a baja calidad en el EEG grabado. Se está trabajando en el acondicionamiento de los datos.

En esta dirección se están revisando y determinando los datos para análisis (fracciones temporales de cada experimento, de cada usuario y de cada corrida) según: el nivel de conexión que se tenga de los electrodos, comportamiento del usuario de la diadema.

Se sabe que en la literatura se realizan 3 tipos de análisis de datos: el temporal, el frecuencial y el de sincronización. El más utilizado para los VEP es el temporal, sin embargo, debido a la nueva propuesta de estímulo visual que se está realizando en este trabajo, se determinó que un análisis en la frecuencia y en la sincronización de señales es el más adecuado.

Los primeros resultados obtenidos de las señales cerebrales muestran variaciones en frecuencia, consistentes con los diferentes estímulos visuales a los que se sometieron los

voluntarios. Esto significa que el análisis se enfocará en el comportamiento de las bandas de frecuencia Low Beta (12-16Hz) y Alpha(8-12Hz) y potencialmente se espera establecer los biomarcadores esperados (fig.3).

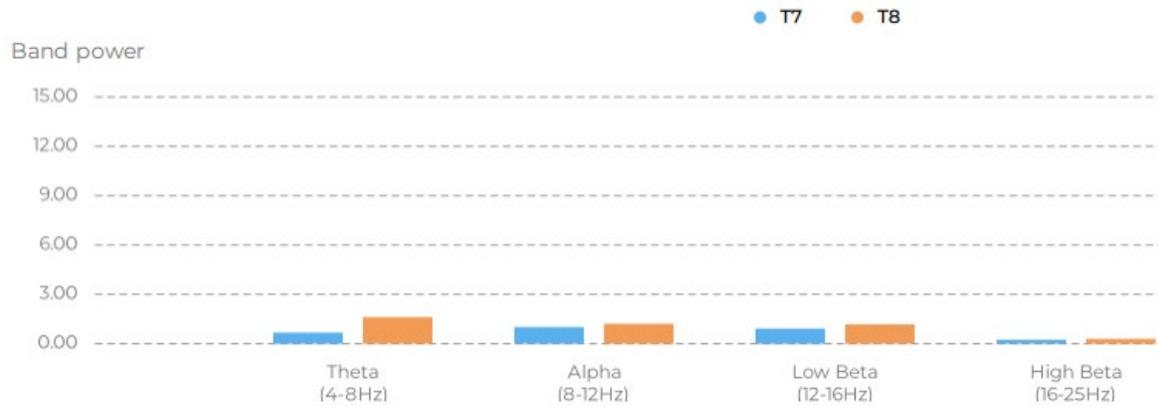


Figura 3. Muestra de las potencias de señales de los electrodos T7 y T8 en el desarrollo del experimento 2 (movimiento en campo visual periférico sin actividad)

También se observan resultados prometedores en cuanto al nivel de sincronización de las señales capturadas por los 7 electrodos analizados en esta primera etapa. Como se puede observar en la figura 4, existe una clara sincronización entre las señales de las regiones Frontal – Central (izquierda y derecha) y la región Temporal (izquierda derecha). En cambio, esta sincronización no tan clara en la región occipital. Lo que indica que un análisis minucioso en esta dirección va a comprobar los resultados esperados.

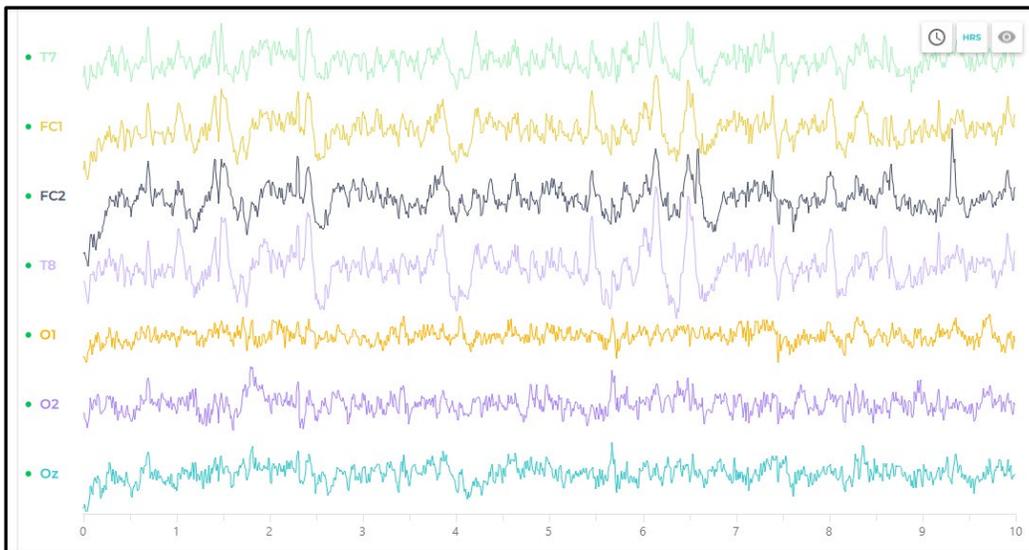


Figura 4. Muestra de las señales censadas por los electrodos de las regiones: Temporal, Frontal-Central (FC1, FC2), y Occipital (Oz, O1, O2 en el desarrollo del experimento 2 (movimiento en campo visual periférico sin actividad)

Con estas observaciones llegamos a las conclusiones que se presentan en la siguiente sección.

5. CONCLUSIONES

Con base en la revisión del estado del arte, y los resultados obtenidos hasta el momento se puede concluir que existe una relación entre el estímulo del sistema de visión periférico, las señales cerebrales y la enfermedad del Glaucoma, también podemos afirmar que es factible un prediagnóstico del glaucoma en estado temprano con el análisis y procesamiento meticuloso de las señales cerebrales.

El objetivo del proyecto es motivado por los datos demostrados en este artículo, establecer un proceso metodológico para realizar un diagnóstico temprano del glaucoma usando señales cerebrales provocadas por estímulos en el sistema de visión. Sin embargo, a largo plazo se pretende sistematizar este procedimiento y finalmente realizar un prototipo de bajo costo accesible para el sector de la población más vulnerable.

6. REFERENCIAS

- [1]. S. B. M. S. D. K. K. QUOC CUONG NGO, «Pupillary complexity for the screening of glaucoma,» IEEE ACCESS, Vol. 9, PP. 144871-144879, 2021.
- [2]. Campaña de salud visual de la semana mundial del glaucoma, «El glaucoma: una enfermedad silente que provoca ceguera,» 28 febrero 2023. [en línea]. available: https://admiravisión.es/semana_mundial_glaucoma_2023/. [último acceso: 26 julio 2023].
- [3]. Equipo de salud, «Semana mundial del glaucoma 12 al 18 de marzo 2023,» 12 al 18 marzo 2023. [en línea]. available: <http://www.redclinica.cl/institucional/noticias-c/newsid/2464.aspx>.
- [4]. M. L. M. I. A. Ramón T. Piñero, «Glaucoma patogenia, diagnóstico y tratamiento,» offarm, Vol. 24, N° 2, PP. 88-96, febrero 2005.
- [5]. M. A. Ángela, Desarrollo de una fórmula predictora del glaucoma a partir de la perimetría fdt matriz y oct aplicable en atención primaria, E. D. D. U. D. Valladolid, ed., Valladolid, España: Universidad de Valladolid, 2019.
- [6]. X. C. Y. W. B. L. X. G. Shanggen Zhang, «Visual field inhomogeneous in brain-computer interfaces based on rapid serial visual presentation,» Journal Of Neural Engineering, Vol. 19, N° 1, febrero 2022.
- [7]. G. C. S. B. Bola M, «Are visual field defects reversibile? - visual rehabilitation with brains».
- [8]. C. Versek, A. Rissmiller, A. Tran, M. Taya, K. Chowdhury, P. Bex Y S. Sridhar, «Portable system for neuro-optical diagnostics using virtual reality display,» Military Medicine, VOL. 184, PP. 584 -592, 2019.
- [9]. M. A. Snegir, «Modifications of visual evoked potentials in patients with glaucoma,» Neurophysiology, Vol. 34, N° 1, PP. 52 -57, 2002.
- [10]. X. W. C. A. Y. X. Zhao, «Diagnostic performance of isolated-check visual evoked potential versus retinal ganglio cell-inner plesiform layer analysis in early primary open-angle glaucoma,» BMC OPHTHALMOLOGY, VOL. 17, N° 77, 2017.

- [11]. A. K. A. M. S. A. H. M. E. K. D. S. MELIKE BATUM, «Evaluation of the visual system with visual evoked,» *Doc Ophthalmol*, N° 145, PP. 99-112, julio 2022.
- [12]. C. G. A. B. A. S. Michał Bola, «Disturbed temporal dynamics of brain,» *CORTEX*, Vol. 67, PP. 134-146, 2015.
- [13]. C. H. R. L. J. K. F. K. H. Laura Dussan Molinos, «Blue–yellow vep with projector stimulation in glaucoma,» *graeffe's archive for clinical and experimental ophthalmology*, 2021.
- [14]. L. A. López, «Protocolo para la realización de campimetría,» Universidad de Valladolid, Valladolid España., 2013.
- [15]. EMOTIV, «EPOC FLEX,» 27 julio 2020. [en línea]. available: <https://emotiv.gitbook.io/epoc-flex-user-manual/epoc-flex/technical-spec>. [último acceso: 15 agosto 2023].
- [16]. H.-S. C. M.-H. H. Chun-Chia Lee, «Effects of screen size and visual presentation on visual,» *The journal of supercomputing*, vol. 77, pp. 4831-4851, 2021.
- [17]. L. C. Noémie He´Bert-Lalonde, «A frequency-tagging electrophysiological method to identify,» *Doc Ophthalmol*, Vol. 129, PP. 17-26, 2014.
- [18]. L. Z. S. L. L. V. Z. Li Juan Xu, «Accuracy of isolated-check visual evoked potential technique,» *Doc Ophthalmol*, Vol. 135, PP. 107-119, 2017.
- [19]. S. P. M. T. D. R. S. S. K. R. S. Rupesh Samanchi, «Altered spontaneous cortical activity in mild glaucoma: a quantitative,» *Neuroscience Letters*, N° 759, 2021.
- [20]. L. W. A. D. Xiang Fan, «Assessing early stage open-angle glaucoma in patients by isolated-check visual evoked potential,» *Journal of Visualized Experiments*, Vol. 159, 2020.

ARREGLO DE OSCILADORES CAÓTICOS PARA DETECCIÓN DOPPLER DE FLUJO SANGUÍNEO

Pedro Pancóatl-Bortolotti^a, Rogerio Enríquez-Caldera^a, Antonio H. Costa^b, Maribel Tello-Bello^c, José Fermi Guerrero-Castellanos^d

^aInstituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, Cholula. Puebla, pancoatl@inaoep.mx, rogerio@inaoep.mx

^bUniversidad de Massachusetts, Dartmouth, acosta@umassd.edu

^cUniversidad Anahuac, Cholula, Puebla, maribel.tello@anahuac.mx

^dFacultad de Electrónica, BUAP, Puebla, Pue, fermi.guerrero@correo.buap.mx

RESUMEN

Este documento presenta el modelado y simulación de un detector de ultrasonido Doppler CW para la reconstrucción de alta resolución del perfil de velocidad de flujo sanguíneo de una arteria humana. El sistema utiliza un arreglo de osciladores Van der Pol – Duffing configurados en régimen de intermitencia caótica, y que permite detectar una señal Doppler débil para $SNR = -7.5$ dB con un error menor a 6%. Los resultados demostraron una alta sensibilidad y resolución para su aplicación en la identificación de patologías como estenosis, la cual está asociada al estrechamiento arterial provocando un incremento en la velocidad de flujo de sangre. En comparación con métodos tradicionales de ultrasonografía Doppler, nuestro arreglo de osciladores en intermitencia promete un mínimo de emisión de potencia que evita efectos bio térmicos, permitiendo largos periodos de exposición.

Palabras claves: intermitencia caótica, perfil de flujo de sangre, detección de estenosis

ABSTRACT

This document presents the modeling and simulation of CW Doppler ultrasound detector for the reconstruction at high resolution of the blood flow velocity profile of a human artery. The system uses an arrangement of Van der Pol – Duffing oscillators configured in chaotic intermittency which allows detecting weak Doppler signals for $SNR = -7.5$ dB within less than 6% error. The results demonstrated a high sensitivity and resolution for its application in the identification of a particular case of pathology known as stenosis, which is associated with arterial narrowing that causes an increase in the speed of blood flow. Compared to traditional methods of Doppler ultrasonography, our intermittent oscillator array promises a minimum of power emission that avoids biothermal effects, allowing long exposure periods.

Keywords: chaotic intermittence, blood velocity profile, stenosis detection

1. INTRODUCCIÓN

El principio de detección mediante ultrasonografía Doppler es aplicado a diversos procedimientos para diagnóstico y prevención; esto incluye instrumentos y métodos tales

como: modos A, B, B en escala de grises y M, los cuales operan emitiendo pulsos oscilatorios de corta duración. Para la detección de flujo sangre, el caso más simple llamado Onda Continua Doppler (CW), utiliza dos transductores para transmitir y para recibir el frente de onda CW a una distancia y ángulo dado en dirección del flujo, esta configuración permite detectar tumores o enfermedades circulatorias como estenosis [1]. En los últimos años, se han propuesto varios métodos alternativos para estimar perfiles de velocidad de la sangre en el campo de la investigación médica, por ejemplo el método de *Imágenes de flujo Doppler de color* (CDFI) [2] que utiliza el desplazamiento Doppler producido por el flujo de sangre para implementar variación de saturación de color, lo que estima de manera "relativa" para la velocidad del flujo, otros instrumentos como la velocimetría láser Doppler (LDV) o flujometría láser Doppler (LDF) se utilizan para medir el flujo en los vasos sanguíneos oculares y otros tejidos [3–6]; sistemas más complejos como los escáneres dúplex en modo B, utilizan formas de onda Doppler pulsante junto con imágenes 2-D para proporcionar en tiempo real la forma, profundidad y posición, mientras que los pulsos Doppler permiten la determinación de la forma y fisiología cardiovascular [7]. Para que una onda emitida sea considerada no invasiva, debe ser irradiada con un mínimo potencia para evitar efectos térmicos dañinos, pero al mismo tiempo debe superar los altos niveles de ruido que pueden añadirse durante la propagación de la onda. Instrumentos comerciales de diagnóstico producen salidas que típicamente caen dentro de rangos de potencia específicos; el modo M por ejemplo, genera una potencia de 3,9 mW, el modo B genera 18 mW, el Doppler pulsado genera 30,7 mW, y el método de flujo de color genera 80,5 mW [8].

2. TEORÍA

2.1 Intermitencia Caótica

El oscilador Van der Pol – Duffing (VDP-Duffing), consiste en una ecuación diferencial no lineal de segundo orden compuesta por la función de amortiguamiento no lineal del oscilador Van der Pol y la función de rigidez no lineal del oscilador Duffing. Este sistema proporciona una dinámica compleja variada que puede exhibir desde oscilaciones periódicas de ciclo límite hasta oscilaciones caóticas cuando se incorporan funciones de forzamiento.

La intermitencia caótica es el mecanismo por medio del cual, un sistema no lineal produce intervalos de tiempo periódicos alternados por estallidos repentinos de caos, para esto, los parámetros del sistema deben estar sintonizados de tal modo que sistema se encuentre en un estado crítico entre ambos estados [9]. A continuación, se presenta una versión modificada del sistema VDP-Duffing propuesto por [10] y modificado para la detección de señales estacionarias como se muestra en la fórmula (1)

$$\begin{aligned} \dot{x}_1 &= x_2 \\ \dot{x}_2 &= 5(1 - x_1^2)x_2 - x_1 - 0.01x_1^3 + 2.353\cos(\omega t) + 4s(t) \end{aligned} \quad (1)$$

donde $s(t) = F_1 \cos(\omega_1 t) + \eta(t)$ es una señal débil de amplitud pequeña dada por $F_1 = 0.05$ y frecuencia ω_1 , la cual se encuentra sometida a ruido blanco con distribución

Gaussiana $\eta(t)$. La estimulación de la señal pequeña perturbará al sistema, lo que provocará saltos entre estados caóticos y periódicos como se muestra en la Figura 1

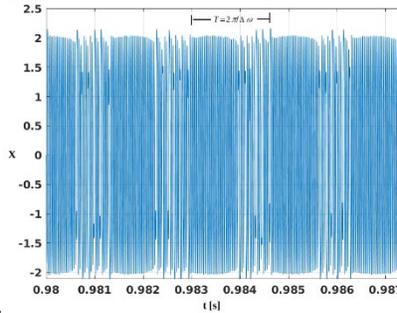


Figura 1. Secuencia en dominio del tiempo mostrando saltos entre el estado caótico y periódico

Aquí, la frecuencia de la señal débil está contenida en los periodos de intermitencia, por lo que puede estimarse a través de la ecuación $T = 2\pi/\Delta\omega$, tal que $\Delta\omega = |\omega - \omega_1|$ es la diferencia absoluta entre la frecuencia de la función de forzamiento de la ecuación (1) y la frecuencia de perturbación; esta diferencia deberá ser mínima para preservar los periodos de intermitencia, por ejemplo $\Delta\omega < 0.07$.

2.2 Detección de señal Doppler

El sistema visto en la sección anterior es completamente asequible para su implementación como detector cuando la perturbación débil es estacionaria; sin embargo, cuando la perturbación es no estacionaria en frecuencia como ocurre con señales tipo Doppler, el sistema no será capaz de responder a los cambios de frecuencia, esto se debe a la restricción dada por $\Delta\omega < 0.07$, lo que limita al sistema en ancho de banda. Para superar este inconveniente, se propone el esquema de detección adaptativo de la Figura 2, que incluye un arreglo de osciladores VDP-Duffing [11]. Cada oscilador está sintonizado a una frecuencia diferente ligeramente encima y por debajo de una frecuencia inicial central, que para distinguir los periodos intermitencia más eficientemente, se obtiene la correlación cruzada entre la secuencia intermitente. Posteriormente, se miden todos los periodos intermitentes de los cinco osciladores, obteniendo un promedio estadístico para estimar la frecuencia Doppler. Una vez estimada la frecuencia en la n -ésima ventana se reemplaza inmediatamente como la nueva frecuencia central para el cálculo de la siguiente ventana en un proceso adaptativo, este proceso se repite hasta que todas las N ventanas están completas, cuyo resultado será un arreglo de frecuencias en el dominio del tiempo.

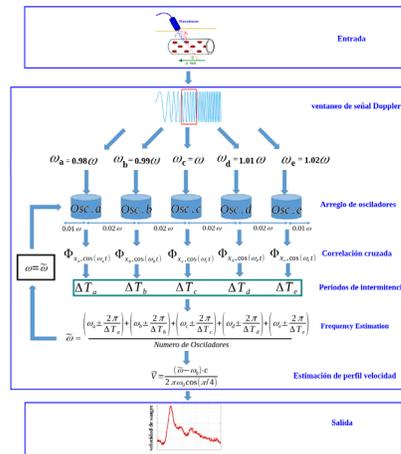


Figura 2. Esquema de solución para la detección y reconstrucción de perfil de flujo sanguíneo

3. EXPERIMENTOS Y RESULTADOS

3.1 Esquema experimental

Para llevar a cabo los experimentos, dos tipos de señales Doppler fueron sintetizadas: 1) el perfil de velocidad de la sangre correspondiente a un individuo sano, y 2) el perfil de velocidad de la sangre de una arteria con estenosis. Estas señales se generaron a partir de una muestra aleatoria de perfiles de sangre reales [12-13], y luego se reconstruyeron a través de un proceso de ajuste de curvas polinómicas. Cuando la señal de la fuente se aplica al tejido, sufre atenuación y desvanecimiento, principalmente debido a los diferentes compuestos en el tejido y la sangre [14], además, las arterias con estenosis pueden derivar en un flujo sanguíneo turbulento; estos factores hacen que la medición de flujo no invasiva "in vivo" sea un desafío, y que la señal Doppler detectada esté sujeta a altos niveles de ruido. Para simular las condiciones antes mencionadas, las señales Doppler de prueba son contaminadas con ruido blanco Gaussiano aditivo para diferentes SNR que van desde 0 a -10 dB. La configuración experimental completa se muestra en la Figura 3.

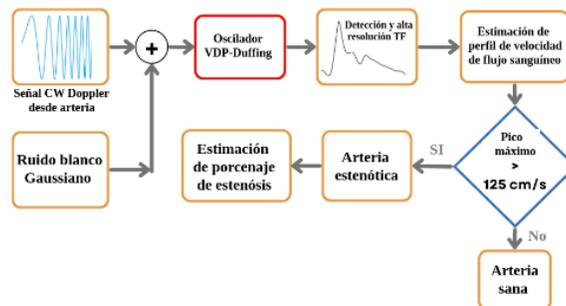


Figura 3. Esquema experimental en la reconstrucción del perfil de flujo sanguíneo para la identificación de estenosis

Para implementar correctamente el esquema adaptativo mencionado en la sección anterior, se debe considerar lo siguiente: 1) la diferencia de frecuencia se establece en $\Delta\omega/\omega = 0.07$ lo que permite una mejor estimación de las pequeñas variaciones de frecuencia (como como el caso de nuestra señal Doppler bajo estudio), 2) después de aplicar la correlación cruzada para la n-ésima ventana, se localizan los máximos locales y se mide el lapso de tiempo entre ellos

3) se considera un traslape de ventana del 50% para reducir la dispersión de frecuencia durante su estimación, lo que a su vez aumenta la resolución TF [9].

3.2 Acondicionamiento de la señal

La Figura 4 muestra el esquema Doppler CW propuesto por [15] para la detección de la velocidad de la sangre en una arteria; el emisor envía una onda de ultrasonido frontal f_0 en dirección al flujo con un ángulo de incidencia θ respecto a la superficie de la piel, y cuando la onda es reflejada por la sangre, el detector percibe un cambio en la frecuencia Δf dado por la fórmula (2)

$$\Delta f = \frac{2v}{c} f_0 \cos(\theta) \quad (2)$$

donde v es la velocidad del flujo sanguíneo, c es la velocidad del sonido sobre tejidos blandos que van desde 1540 m/s a 1600 m/s [18], y θ conocido como el ángulo de insonación que tiene un valor aproximado de $45^\circ \pm 4^\circ$ [16-17].

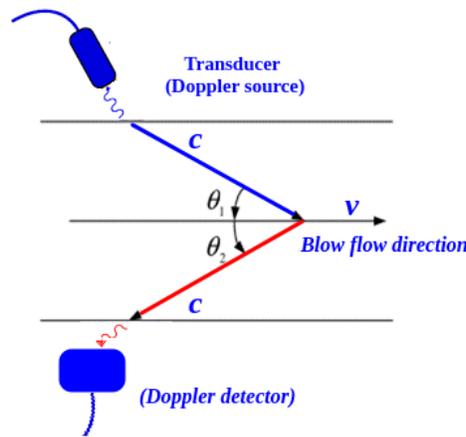


Figura 4. Principio de medición a través de ultrasonido Doppler de onda continua

Al considerar la velocidad del sonido en el tejido $c = 1570$ m/s, la frecuencia del transmisor ultrasónico Doppler $f_0 = 30$ KHz, el ángulo de incidencia $\theta = 45^\circ$ y supongamos la velocidad de la sangre en la arteria carótida en el intervalo de 25-125 cm/s. Con estos datos, podemos estimar las variaciones de frecuencia en un intervalo desde 4.053 Hz y 21.61 Hz. Además, para simular las condiciones de dispersión y acumulación de ruido en la señal durante su recorrido hacia el transductor, se incluye ruido blanco gaussiano a través de la relación señal ruido como se muestra en la fórmula (3)

$$SNR = 10 \log \frac{F_1^2}{2\sigma^2} (dB) \quad (3)$$

donde σ^2 es la varianza de todo posible ruido agregado a la señal Doppler. Para obtener la solución numérica del sistema VDP-Duffing, se emplea el método Runge-Kutta de cuarto orden y paso fijo.

3.3 Resultados

Para evaluar el desempeño del sistema, se aplica el método de Monte Carlo para promediar 50 iteraciones con diferentes casos de ruido para una misma SNR, las cuales serán sumadas a la señal Doppler bajo estudio, y nos dará una estimación del perfil de velocidad de la sangre. Este proceso se reproduce con diferentes SNR de 0 a -10 dB para evaluar la sensibilidad del sistema.

Así, la Figura 5a muestra la reconstrucción del perfil de velocidad de la sangre para un individuo sano, y en la Figura 5b la reconstrucción de perfil de flujo de sangre típica de estenosis, en ambos casos cuando la señal Doppler se contamina con ruido para una SNR = -10 dB; en color negro se muestra los perfiles de flujo de sangre real en cada caso.

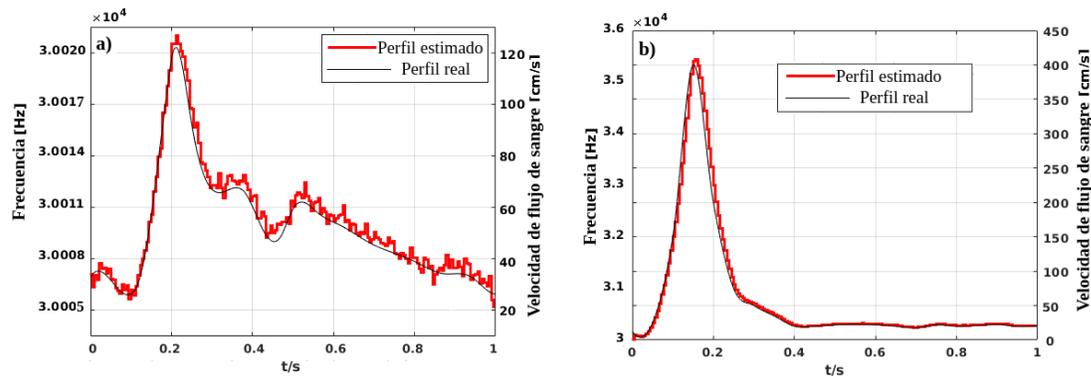


Figura 5. Reconstrucción de perfil de flujo sanguíneo para SNR=-10dB, a) perfil sano, b) perfil con estenosis

Para una mejor referencia, en la Tabla 1 se muestran los resultados de detección de perfil de flujo sanguíneo como un error en función de distintas SNR, este error se calcula como el porcentaje de error medio absoluto entre la frecuencia estimada y la frecuencia real en la forma $\%error = 100 * \{|\omega_{real} - \omega_{estimada}|/\omega_{real}\}$.

Tabla 1. Evaluación de sistema en diversos escenarios de ruido

SNR	0 dB	-5 dB	-7.5 dB	-10 dB
%error	5.5%	5.58%	6.25%	6.44%

Puesto que la amplitud de la señal acústica emitida puede disminuir como una función de la profundidad de penetración en el tejido [8], la potencia media se estima con la fórmula (4):

$$W_a = W_0 10^{-af_0z} \quad (4)$$

Donde a es el coeficiente de atenuación debido a la dispersión de la señal dentro del tejido, que para la mayoría de los casos es 0.03 np/cm-MHz; f_0 es la frecuencia de operación (30

Kh_z); z es la profundidad de penetración; W_0 es la potencia de emisión desde la fuente. Entonces, al tener en cuenta la potencia media de la fuente en $W_0 = 1.8$ mW, que es equivalente a la amplitud de la función de perturbación, la ecuación 4 indica que la potencia promedio percibido por el transductor es $W_{0.03} = 1.7675$ mW, lo que comprueba una atenuación mínima.

Además, el índice térmico (TI) definido como $TI = W_0 / (210 / f_0)$, establece que para cualquier método de ultrasonido Doppler, este valor debe cumplir $TI \leq 1$ para evitar efectos térmicos (AIUM/NEMA 1992) [8]. Para nuestro sistema, el valor $TI = 0.18$, por lo tanto, aseguramos condiciones confiables de funcionamiento.

4. CONCLUSIONES

En este trabajo se emplea un sistema VDP-Duffing en régimen de intermitencia, incorporado en un arreglo adaptativo de osciladores para la detección de señales no estacionarias bajo condiciones severas de ruido. El sistema se empleó como un detector de señal Doppler de onda continua que permitió identificar los cambios de velocidad de la sangre en una arteria humana; esto también favoreció a la identificación de un caso de patología circulatoria conocido como estenosis. Para evaluar el desempeño del sistema, dos señales correspondientes al perfil de flujo de sangre Doppler sano y estenótico fueron sintetizadas, para ambos casos se agregó ruido blanco Gaussiano simulando las condiciones que experimenta la señal en su trayecto desde la fuente hasta el receptor. La alta resolución tiempo-frecuencia de nuestro sistema permitió la estimación de los cambios de velocidad de flujo de sangre, así como la reconstrucción del perfil de flujo aun cuando la intensidad de ruido sea severa. A diferencia de instrumentos comerciales ya mencionados, nuestro sistema requiere una potencia de emisión de 1.25 mW, con índice térmico $TI = 0.18$, lo que representa mínimos efectos térmicos invasivos.

5. REFERENCIAS

- [1]. P. Wells, M. Halliwell, and M. Skidmore, "Tumour detection by ultrasonic doppler blood-flow signals," *Ultrasonics*, vol. 15, no. 5, p. 231–232, 1977.
- [2]. C. Rumak and D. Levine, *Diagnostic ultrasound*. In *Urgent Care Medicine Secrets*. Elsevier, 2018.
- [3]. L. Schmetterer and J. Kiel, *Ocular Blood Flow*. Springer, 2012.
- [4]. R. Leitgeb, L. Schmetterer, and W. Drexler, "Real-time assessment of retinal blood flow with ultrafast acquisition by color doppler fourier domain optical coherence tomography," *Optics Express*, vol. 11, no. 23, p. 3116, 2003.
- [5]. B. White, M. Pierce, and N. Nassif, "In vivo dynamic human retinal blood flow imaging using ultra-high-speed spectral domain optical doppler tomography," *Optics Express*, vol. 11, no. 25, p. 3490, 2003.
- [6]. K. Nishihara, W. Iwasaki, and M. Nakamura, "Development of a wireless sensor for the measurement of chicken blood flow using the laser doppler blood flow meter technique," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 60, no. 6, p. 1645–1653, 2013.

- [7]. Reddy, G. Taffet, and Y. Li, "Pulsed doppler signal processing for use in mice," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. 52, no. 10, p. 1771–1783, 2005.
- [8]. K. Shung, *Diagnostic Ultrasound: Imaging and Blood Flow Measurements*. Taylor and Francis, 2005.
- [9]. Pancoatl-Bortolotti, P., Costa, A., Enriquez-Caldera, R. A., Guerrero-Castellanos, J., & Tello-Bello, M. (2023). Time-Frequency high-resolution for weak signal detection using chaotic intermittence. *Digital Signal Processing*, 104160. <https://doi.org/10.1016/j.dsp.2023.104160>
- [10]. H. Peng, X. Xu, and B. Yang, "Implication of two-coupled differential van der pol duffing oscillator in weak signal detection," *Journal of the Physical Society of Japan*, vol. 85, no. 4, pp. 1–8, 2016
- [11]. Costa, R. Enriquez-Caldera, and M. Tello-Bello, "High resolution time-frequency representation for chirp signals using an adaptive system based on duffing oscillators," *Digital Signal Processing*, vol. 55, pp. 32–43, 2016.
- [12]. M. Spencer and J. Reid, "Quantitation of carotid stenosis with continuous-wave (c-w) doppler ultrasound," *Stroke*, vol. 10, no. 3, pp. 326–330, 1979.
- [13]. K. Nishihara, W. Iwasaki, and M. Nakamura, "A review of medical doppler ultrasonography of blood flow in general and especially in common carotid artery," *Journal of Medical Ultrasound*, vol. 26, no. 1, pp. 3–13, 2018.
- [14]. R. Zambrano-Rangel, "Experimental measurement of blood physical properties and its application to blood flow simulation," *Revista Mexicana de Ingeniería Química*, pp. 621–636, 2019.
- [15]. H. Chen, J. Lv, and S. Zhang, "Chaos weak signal detecting algorithm and its application in the ultrasonic doppler bloodstream speed measuring," in *Journal of Physics: Conference Series*, vol. 13, pp. 320–324, IOP Publishing Ltd, 2005.
- [16]. P. Blanco, "Volumetric blood flow measurement using doppler ultrasound: concerns about the technique.," *Journal of Ultrasound*, vol. 18, no. 2, pp. 201–204, 2015.
- [17]. P. Brandao, E. Soares, and C. Estevinho, "A review of medical doppler us," *Journal of Ultrasound*, pp. 115–117, 2018.
- [18]. D. Neschis and W. Flinn, "Duplex ultrasonography of the mesenteric circulation. in: Aburahma, a.f., bergan, j.j. (eds)," *Noninvasive Vascular Diagnosis*, p. 466–475, 2007.