

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

ACONTACS

VOL. 7
2025



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
Dra. Elizabeth Galindo Linares
Dra. Andrea Muños Potosí
Dr. Luis Gabriel Valdivieso González
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. 7 (2025) 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 2025.

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. 7, diciembre 2025

Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica

Índice de Contenido

M-CAT: PROPUESTA DE MÉTODO ULTRASÓNICO DE IMAGEN PARA LA DETECCIÓN DE MICROMETÁSTASIS

Daniela A Cano-Torrecillas MD, Andrés E Palomares-Villarreal.....1-7

OBSERVACIÓN DE MUESTRAS HISTOLÓGICAS CON TELÉFONOS INTELIGENTES MEDIANTE LENTES POLIMÉRICAS: APLICACIONES EN MICROSCOPIA

E. Flores Monge, S. J. Hernández Ordaz, A. Landa Landa, A. S. Cruz Félix, E. Tepichín Rodríguez.....8-17

FABRICACIÓN DE MANIQUÍES BIOMIMÉTICOS AL TEJIDO DURO Y BLANDO MEDIANTE IMPRESIÓN 3D

Rebeca Franco Reyes, Eduardo Moreno Barbosa, Ricardo Agustín Serrano, Alonso Antonio Collantes Gutiérrez, Fernando Moreno Barbosa, Marco Antonio Morales Sánchez.....18-24

OXIGENIX: SISTEMA DE SUMINISTRO DE AIRE PURIFICADO

Martin Javier Espinoza Quintanilla, Valeria Michelle Espinoza Quintanilla, Vanessa Marlen Espinoza Quintanilla.....25-32

LUNARIS: DISPOSITIVO DE MONITOREO Y SEGUIMIENTO DEL CICLO MENSTRUAL

Valeria Michelle Espinoza Quintanilla, Martin Javier Espinoza Quintanilla, Vanessa Marlen Espinoza Quintanilla.....33-40

MODELADO MATEMÁTICO Y SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DE LOS EFECTOS DE LA LLLT EN LA PROLIFERACIÓN DE OSTEÓBLASTOS

Brenda Lizbeth Arroyo-Reyes, Ricardo Agustín-Serrano, Plácido Zaca-Morán, Fabián Galindo-Ramírez, Marco A. Morales.....41-49

IMPACTO DEL PET/CT CON 18F-FDG EN LA ESTADIFICACIÓN DEL CÁNCER DE MAMA: ESTUDIO RETROSPECTIVO EN LA UNIDAD PET/CT DE LA UNAM

Sofía V. Velázquez, Yazmín Sánchez, Miguel. A. Olarte.....50-58

MODELOS INTERACTIVOS IMPRESOS EN 3D COMO HERRAMIENTA COMPLEMENTARIA PARA LA ENSEÑANZA DEL ELECTROCARDIOGRAMA

D. Melchor Flores, R. Agustín-Serrano, Marco A. Morales, E. Moreno Barbosa, A.A Collantes Gutiérrez.....59-67

UN RECURSO OPORTUNO PARA EL DIAGNÓSTICO Y EL TRATAMIENTO: MONITOREO DE SIGNOS VITALES Y DISPOSITIVO EDUCATIVO EXPERIMENTAL DE HABILIDADES BLANDAS

Elvira del Rocío Ruiz Vivanco, Diana Melchor Flores, Ricardo Agustín Serrano, Guadalupe Ruiz Vivanco, Marco Antonio Morales Sánchez.....68-76

OXINET

S.M. Rodríguez Bocanegra, G.E Rodríguez González, A. Martínez Ramírez.....77-81

REDES NEURONALES YOLO V2 Y YOLO V4 PARA LA DETECCIÓN TEMPRANA DE LESIONES DE CÁNCER DE MAMA

Luis F. Luque Vega, Salvador Castro Tapia, Héctor Alonso Guerrero Osuna, Luis Octavio Solís Sánchez, Rafael Reveles Martínez, Jorge Pablo Vega Borrego, Roilhi Frajo Ibarra Hernández.....82-90

RECONOCIMIENTO DE TROFOZOÍTOS DE E. HISTOLYTICA UTILIZANDO APTÁMEROS DE DNA

Alondra Cisneros-Sarabia, Juan David Ospina-Villa, Esther Ramírez-Moreno, Gregorio A. Mancilla-Martínez, Laurence A. Marchat.....91-94

ANÁLISIS DE HOMOGENEIDAD EN MALLAS DE POLÍMERO REFORZADO CON BASO4 FABRICADAS MEDIANTE IMPRESIÓN 3D

A. Guerra, R. Agustin.Serrano, E. Moreno.....95-103

EVALUACIÓN DEL EFECTO CITOTÓXICO IN VITRO DE DIFERENTES EXTRACTOS DE LA PLANTA MEDICINAL IBERVILLEA SONORAE

Yolanda García-Huante, A. I. Cabrera Llanos, J. L. Castrejón-Flores, María Guadalupe Ramírez-Sotelo.....104-109

M-CAT: PROPUESTA DE MÉTODO ULTRASÓNICO DE IMAGEN PARA LA DETECCIÓN DE MICROMETÁSTASIS

Daniela A Cano-Torrecillas MD^a, Andrés E Palomares-Villarreal^b

^aUANL, Monterrey Nuevo León, danytorrecillas95@gmail.com

^bITESM, Monterrey Nuevo León, palomaresv.ae@gmail.com

RESUMEN

El diagnóstico temprano del cáncer micrometastásico continúa siendo un reto clínico debido a la limitada sensibilidad de los métodos convencionales de imagen para detectar lesiones menores de 2 mm.

El presente trabajo propone el desarrollo de un método ultrasónico de imagen denominado M-CAT destinado a detectar el movimiento de nanopartículas magnetizadas unidas a anticuerpos monoclonales para la detección temprana de micrometástasis incipientes.

Se realizó una revisión analítica de literatura científica sobre técnicas de detección ultrasónica y magnética de nanopartículas, así como sobre los distintos tipos de conectores utilizados para su conjugación con anticuerpos monoclonales dirigidos a mutaciones *hotspot* del gen p53.

Con base en la integración de datos reportados en la literatura, se discute la viabilidad física y biológica del método, destacando los parámetros que podrían optimizar su sensibilidad para la detección de micrometástasis incipientes.

El método M-CAT se plantea como una propuesta teórica innovadora que combina el ultrasonido con el magnetismo para el diagnóstico no invasivo del cáncer micrometastásico, con potencial para mejorar la detección temprana y la precisión en el seguimiento oncológico.

Palabras claves: ultrasonido; micrometástasis; anticuerpos; nanopartículas; conectores

ABSTRACT

Early diagnosis of micrometastatic cancer remains a clinical challenge due to the limited sensitivity of conventional imaging methods for detecting lesions smaller than 2 mm.

This work proposes the development of an ultrasonic imaging method named M-CAT designed to detect the movement of magnetized nanoparticles bound to monoclonal antibodies for the early detection of incipient micrometastases.

A systematic review of scientific literature was conducted on ultrasonic and magnetic nanoparticle detection techniques, as well as on different types of linkers used for their conjugation with monoclonal antibodies directed against p53 hotspot mutations.

Based on the integration of data reported in the literature, the physical and biological feasibility of the method is discussed, highlighting the parameters that could optimize its sensitivity for detecting incipient micrometastases.

The M-CAT method is presented as an innovative theoretical proposal that combines ultrasound and magnetism for the non-invasive diagnosis of micrometastatic cancer, with the potential to improve early detection and precision in oncological monitoring.

Key words: ultrasound; micrometastasis; antibodies; nanoparticles; linkers

INTRODUCCIÓN

El cáncer representa una de las principales problemáticas de salud pública a nivel mundial y constituye la segunda causa de muerte a nivel global^[1]. Su diagnóstico en etapas avanzadas, particularmente en etapa IV o metastásica, conlleva consecuencias catastróficas para el paciente, siendo responsable de más del 90% de las muertes asociadas a esta enfermedad^[2]. Esta alta mortalidad está asociada a la dificultad para detectar micrometástasis en fases tempranas, cuando las células tumorales comienzan a diseminarse pero aún no son visibles mediante los métodos de imagen convencionales.

Esta limitación diagnóstica evidencia la necesidad de desarrollar nuevas estrategias capaces de identificar micrometástasis, permitiendo intervenir antes de que la enfermedad progrese hacia estadios clínicamente irreversibles. En este contexto surge M-CAT, un método ultrasónico de imagen propuesto para mejorar dicha sensibilidad diagnóstica.

Los métodos de diagnóstico por imagen actuales, como la Tomografía Computarizada (CT) y la Tomografía por Emisión de Positrones (PET), presentan limitaciones clave. La CT ofrece una alta resolución espacial de 0.5 mm y un tiempo de medición rápido (1 s), pero su sensibilidad es baja a nivel molecular y utiliza radiación ionizante. Por otro lado, PET proporciona la alta sensibilidad necesaria para el diagnóstico molecular con un tiempo de medición de 1 minuto, a costa de una baja resolución espacial (4 mm) y a la exposición a radiación ionizante^[11].

Por su parte, el ultrasonido (US) es no ionizante, pero su uso para imagen molecular profunda es limitado, ya que el requerimiento de bajas frecuencias para aumentar la penetración conlleva una pérdida de resolución y bajo contraste que dificulta la distinción de estructuras pequeñas^[12]. Finalmente, la Imagen de Partículas Magnéticas (MPI) emerge como una alternativa prometedora, proyectando alta sensibilidad y una resolución espacial por debajo de 1 mm. Además, MPI es no ionizante y eficiente en tiempo de medición (< 0.1 s), superando las restricciones de radiación y velocidad de la CT y PET, al tiempo que iguala su capacidad de resolución o sensibilidad, respectivamente. Sin embargo, es un método que implica diversos retos tecnológicos de equipo y posee alto riesgo de daño en tejidos por daño térmico^[11,12].

p53 es el gen más frecuentemente mutado en todos los tipos de cáncer, presentando alteraciones genéticas en más del 50% de los tumores humanos. La mayoría de estas

mutaciones se localizan en el dominio central de unión al ADN, el cual abarca aproximadamente 200 aminoácidos y concentra cerca del 80% de las mutaciones identificadas en p53^[15]. Las mutaciones en este dominio, conocidas como mutaciones *hotspot*, conducen generalmente a la pérdida de las funciones normales del p53 de tipo silvestre, entre ellas la supresión tumoral y la capacidad de respuesta a daños genómicos. Dado el papel multifuncional de p53 como guardián del genoma, su inactivación altera procesos celulares esenciales como la apoptosis, la senescencia, el arresto del ciclo celular y el metabolismo, contribuyendo así a la progresión tumoral y la resistencia terapéutica^[15].

Frente a las limitaciones de las técnicas de imagen convencionales, incluyendo la resolución anatómica limitada del ultrasonido, la ausencia de capacidad de detección molecular en la tomografía computarizada y el alto costo y exposición a radiación asociados al PET, surge la necesidad de desarrollar métodos más sensibles, seguros y accesibles.

En este contexto, se propone M-CAT como una alternativa innovadora que combina las ventajas de la MPI y del ultrasonido, integrando la capacidad de detección magnética del movimiento de nanopartículas magnetizadas unidas a anticuerpos monoclonales dirigidos a mutaciones *hotspot* del gen p53, con la resolución espacial y disponibilidad clínica de la ecografía.

MARCO TEÓRICO

En el estudio de Hwang *et al.* [15], los anticuerpos monoclonales se desarrollaron como herramientas altamente específicas para reconocer las formas mutantes de la proteína p53 derivadas de mutaciones puntuales en el gen TP53. Estas alteraciones estructurales, generadas por sustituciones de un solo aminoácido en el dominio de unión al ADN, producen epítomos conformacionales únicos que pueden ser detectados inmunológicamente. Para diseñar estos anticuerpos, los autores construyeron inmunógenos peptídicos definidos que incorporaban las mutaciones R175H, R248Q y R273H dentro de la proteína portadora TrxA con el objetivo de presentar el epítomo mutante en una conformación estable y accesible. Los hibridomas generados tras la inmunización de ratones fueron cribados mediante ensayos ELISA diferenciales, comparando la reactividad frente a p53 mutante y p53 de tipo silvestre. Solo fueron seleccionados aquellos clones con alta afinidad por la conformación mutante específica y sin reactividad cruzada con la proteína no mutada. Los anticuerpos obtenidos mostraron unión selectiva a las proteínas p53 mutantes en lisados celulares y tejidos tumorales, validada por western blot e inmunohistoquímica. Este enfoque permitió aislar anticuerpos monoclonales de alta precisión conformacional, capaces de distinguir alteraciones derivadas de un solo cambio genético puntual, con aplicaciones potenciales en diagnóstico, caracterización tumoral y desarrollo de herramientas de imagen molecular dirigidas a mutaciones específicas de TP53^[15].

Se han desarrollado líneas de investigación alternativas de técnicas utilizando ultrasonido e imanes^[7,8,9,10], para eliminar los límites ingenieriles prácticos de cintilladores utilizados en estudios de imagen PET y localización de nanopartículas.

El diagnóstico de imagen a través de MPI es un método nuevo con una resolución espacial estimada $<1\text{ mm}^{[11]}$. Su funcionamiento toma ventaja del paramagnetismo, propiedad de un material que lo caracteriza por su respuesta de atracción ante campos magnéticos externos debido a la alineación de momentos magnéticos internos. La alineación está sujeta a un máximo, límite de saturación, el cual es característico del material^[9]. MPI consiste en la localización de nanopartículas debido a las respuestas magnéticas inducidas por un campo magnético externo^[9,12].

Por otro lado, el US integrado en la detección de desplazamiento de tejido –como el movimiento inducido por la respuesta magnética de nanopartículas– permite su uso como un método de imagen de alta sensibilidad en profundidad. Esta integración se materializa en una técnica de imagen que combina el principio de MPI con US, denominado ultrasonido magneto-motriz pulsado (pMMUS), la cual supera los límites de sensibilidad y atenuación del US tradicional^[12]. pMMUS aumenta el contraste al distinguir tejido en movimiento (sitio de micrometástasis) y tejido sano, así como la profundidad al detectar indirectamente las nanopartículas^[12].

Se ha demostrado la funcionalidad del empleo de nanopartículas para estudios de imagen. Poseen gran biocompatibilidad, respuesta magnética y una función prometedora en la detección activa de la localización de anticuerpos monoclonales unidos a células micrometastásicas^[9,10,11,12]. En particular, las nanopartículas superparamagnéticas de óxido de hierro tienen un rol crucial en MPI por su alta saturación magnética y baja histéresis, remanencia de magnetización, además de no poseer un riesgo tóxico^[11].

El estudio realizado por Zhao *et al.* [16] describe conjugados de anticuerpo y fármaco citotóxico como modelo de terapia dirigida, unidos a través de enlaces cuyo diseño determina la estabilidad del conjugado en circulación y la liberación eficiente del agente terapéutico en el sitio tumoral. Estos enlaces actúan como puentes moleculares que permiten unir químicamente ambos componentes manteniendo su funcionalidad, por lo que su diseño es crucial, ya que determina la biocompatibilidad y la preservación de la actividad biológica del anticuerpo^[16]. Los enlaces más comunes incluyen los de tipo hidrazona, disulfuro, peptídico y tioéter y se clasifican principalmente en escindibles y no escindibles. Los escindibles dependen de condiciones fisiológicas, tales como pH ácido, actividad de proteasas o alta concentración de glutatión para liberar el fármaco, mientras que los no escindibles forman enlaces covalentes estables que requieren la degradación del anticuerpo para liberar la carga.

Basados en la información descrita por Zhao *et al.* [16], se consideró que los principios utilizados en los conjugados de anticuerpo y fármaco pueden aplicarse teóricamente al diseño de M-CAT, sustituyendo la carga citotóxica por nanopartículas magnetizadas. De este modo, la selección del tipo de enlace se plantea como un factor determinante para garantizar la estabilidad del conjugado anticuerpo-nanopartícula, su biocompatibilidad y la preservación de la actividad del anticuerpo durante el proceso de detección ultrasónica propuesta en este modelo.

METODOLOGÍA

La metodología empleada se basó en una revisión bibliográfica dirigida, orientada a identificar y analizar la evidencia científica disponible sobre mutaciones TP53, anticuerpos monoclonales específicos, estrategias de conjugación con nanopartículas y principios físicos de técnicas de imagen.

Los criterios de inclusión incluyen publicaciones científicas revisadas por pares relacionadas con p53, mutaciones puntuales y desarrollo de anticuerpos monoclonales específicos; estudios que describieron técnicas de conjugación utilizando conectores compatibles con anticuerpos monoclonales; artículos que abordan principios de imagen por ultrasonido o detección magnética; trabajos publicados en inglés o español entre 2005 y 2025, disponibles en texto completo. Por otro lado, los criterios de exclusión incluyen fuentes sin revisión por pares, patentes o resúmenes de congresos sin datos metodológicos; estudios no relacionados directamente con la detección molecular o imagen biomédica; publicaciones centradas exclusivamente en tratamiento farmacológico oncológico. Durante la revisión, nuestros criterios de eliminación incluyeron estudios que, a pesar de cumplir parcialmente los criterios de inclusión, presentaban falta de información metodológica suficiente, inaccesibilidad al texto completo, ausencia de relación directa con los objetivos teóricos de M-CAT y procedencia de fuentes no oficiales o no indexadas, como sitios web sin revisión académica o páginas de tipo comercial.

Se realizó una exhaustiva revisión bibliográfica en revistas médicas y biomédicas de tecnologías de imagen y de síntesis de anticuerpos para la detección de sitios de micrometástasis. La información biomédica y biológica disponible condujo al desarrollo del fundamento teórico del método propuesto, el cual se basa en la integración de la técnica de imagen de pMMUS y los hallazgos reportados sobre anticuerpos monoclonales dirigidos a mutaciones *hotspot* del gen p53 [12, 15].

RESULTADOS

Se ha demostrado la alta capacidad de pMMUS como un método de imagen debido a la superación de límites del ultrasonido convencional de contraste y profundidad, así como de la impracticidad del equipo necesario para desarrollar MPI y riesgos de daño en tejido. Las nanopartículas superparamagnéticas de óxido de hierro (SPIOs) tienen capacidad de formar uniones a través de conectores para formar agentes de localización de micrometástasis con anticuerpos monoclonales.

El método propuesto consiste en una orientación selectiva a través de la conjugación de anticuerpos a la superficie de las nanopartículas, asegurando su acumulación en el sitio de micrometástasis. Una vez el periodo de acumulación se cumpla, la detección será efectiva con la generación del campo magnético y empleo de ultrasonido.

El método de imagen propuesto se encuentra desarrollado a nivel teórico basado en bibliografía existente. La siguiente fase consistirá en validación experimental de unión de nanopartículas de óxido de hierro y de anticuerpos monoclonales a través de conectores,

validación experimental in vitro e in vivo del comportamiento de las nanopartículas bajo condiciones ultrasónicas y magnéticas controladas, así como de la unión específica de los anticuerpos monoclonales a las mutaciones hotspot del gen TP53, con el fin de confirmar la selectividad y estabilidad del reconocimiento molecular propuesto en el modelo teórico.

CONCLUSIONES

M-CAT se plantea como una herramienta de diagnóstico no invasiva y libre de radiación ionizante, orientada a la detección temprana de micrometástasis incipientes, con el potencial de mejorar la precisión diagnóstica y reducir los riesgos asociados a las técnicas de imagen convencionales. Este trabajo establece las bases teóricas de su diseño y funcionamiento, proponiendo una integración entre detección ultrasónica y magnética que deberá ser validada experimentalmente en futuras etapas para confirmar su viabilidad clínica.

REFERENCIAS

- [1]. Asociación Mexicana de Lucha Contra el Cáncer, "El cáncer en México y el mundo," <https://www.amlcc.org/el-cancer-en-mexico-y-el-mundo/> (accessed 2025).
- [2]. Guerra González A, Silva E, Montero S, Rodríguez DJ, Mansilla R, Nieto Villar JM. Metástasis: un hito para el conocimiento, un reto para la ciencia. *Revista Cubana de Medicina*. 2020;59(1): Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0034-75232020000100006
- [3]. S. Sundararajan, A. M. Thida, S. Yadlapati, S. K. R. Mukkamalla, and S. Koya, "Metastatic melanoma," in StatPearls [Internet], StatPearls Publishing, <https://pubmed.ncbi.nlm.nih.gov/29262232/> (2025).
- [4]. C. A. Klein, "Cancer progression and the invisible phase of metastatic colonization," *Nat. Rev. Cancer* 20(11), 681–694 (2020). <https://doi.org/10.1038/s41568-020-00300-6>
- [5]. L. Fass, "Imaging and cancer: a review," *Mol. Oncol.* 2(2), 115–152 (2008). <https://doi.org/10.1016/j.molonc.2008.04.001> XXXXXX
- [6]. W. W. Moses, "Fundamental limits of spatial resolution in PET," *Nucl. Instrum. Methods Phys. Res. A* 648(Suppl. 1), S236–S240 (2011). <https://doi.org/10.1016/j.nima.2010.11.092> XXXXXXX
- [7]. M. Khateib and A. Mehaney, "Ultra-sensitive acoustic biosensor based on a 1D phononic crystal to measure separately albumin, hemoglobin and glucose in blood," *Phys. Scr.* 95(8), 085801 (2020). <https://doi.org/10.1088/1402-4896/ab8e00>
- [8]. L. Lu, D. Tu, Y. Liu, S. Zhou, W. Zheng, Z. Chen, and X. Chen, "Ultrasensitive detection of cancer biomarker microRNA by amplification of fluorescence of lanthanide nanoprobe," *Nano Res.* 11, 264–273 (2018). <https://doi.org/10.1007/s12274-017-1629-9>

- [9]. A. Pfeifer and P. P. Schultheiss-Grassi, "Tomographic imaging using the nonlinear response of magnetic particles," *Nature* 436(7047), 623–626 (2005). <https://doi.org/10.1038/nature03808>
- [10]. H. Arami, E. Teeman, A. Troksa, H. Bradshaw, K. Saatchi, A. Tomitaka, S. S. Gambhir, U. O. Häfeli, D. Liggitt, and K. M. Krishnan, "Tomographic magnetic particle imaging of cancer targeted nanoparticles," *Nanoscale* 9(47), 18723–18730 (2017). <https://doi.org/10.1039/C7NR05502A>
- [11]. M. Graeser, M. Grüttner, A. Halkola, T. F. Sattel, W. Tenner, H. Wojtczyk, J. Haegele, F. M. Vogt, J. Barkhausen, and K. Lüdtke-Buzuga, "Magnetic particle imaging: Introduction to imaging and hardware realization," *Z. Med. Phys.* 22(4), 323–334 (2012). <https://doi.org/10.1016/j.zemedi.2012.07.004>
- [12]. Mehrmohammadi, M., Oh, J., Mallidi, S., and Emelianov, S. Y., "Pulsed magneto-motive ultrasound imaging using ultrasmall magnetic nanoprobe," *Mol. Imaging* 10(2), 102–110 (2011). <https://doi.org/10.2310/7290.2010.00037>
- [13]. H. Lan, M. Jamil, G. Ke, and N. Dong, "The role of nanoparticles and nanomaterials in cancer diagnosis and treatment: Counteracting tumour proliferation, dissemination and therapeutic resistance," *Cancers* 13(7), 1648 (2021). <https://doi.org/10.3390/cancers13071648>
- [14]. J. B. Loureiro, L. Raimundo, J. Calheiros, C. Carvalho, V. Barcherini, N. R. Lima, C. Gomes, M. I. Almeida, M. H. Vasconcelos, and L. Saraiva, "Targeting p53 for melanoma treatment: Counteracting tumour proliferation, dissemination and therapeutic resistance," *Cancers* 13(7), 1648 (2021). <https://doi.org/10.3390/cancers13071648>
- [15]. L.-A. Hwang, B. H. Phang, O. W. Liew, J. Iqbal, X. H. Koh, X. Y. Koh, R. Othman, Y. Xue, A. M. Richards, D. P. Lane, and K. Sabapathy, "Monoclonal antibodies against specific p53 hotspot mutants as potential tools for precision medicine," *Cell Rep.* 22(1), 299–312 (2018). <https://doi.org/10.1016/j.celrep.2017.11.112>
- [16]. J. Zhao, X. Yang, Y. Sun, et al., "Antibody–drug conjugate: The 'biological missile' for targeted cancer therapy," *Signal Transduction and Targeted Therapy*, 7, 113 (2022). <https://doi.org/10.1038/s41392-022-00975-8>

OBSERVACIÓN DE MUESTRAS HISTOLÓGICAS CON TELÉFONOS INTELIGENTES MEDIANTE LENTES POLIMÉRICAS: APLICACIONES EN MICROSCOPIA

E. Flores Monge¹, S. J. Hernández Ordaz², A. Landa Landa³, A. S. Cruz Félix³, E. Tepichín Rodríguez³

¹Universidad de las Américas Puebla, San Andrés Cholula, Puebla,

esthela.floresme@udlap.mx

²Universidad Politécnica de Tlaxcala, San Pedro Xalcaltzinco, Tepeyanco, Tlax.,

shendall.hernandez05@gmail.com

³Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, Pue., Puebla,

alanda@inaoep.mx, sinue@inaoep.mx, tepichin@inaoep.mx

RESUMEN

La microscopía es una herramienta fundamental en la investigación científica para observar y analizar muestras microscópicas. Una de sus aplicaciones es la histología, disciplina sobre la que se centra este trabajo. La evolución de la instrumentación óptica ha sido posible gracias al desarrollo de nuevos materiales, como el polidimetilsiloxano (PDMS), un elastómero transparente, ligero y de bajo costo. En este estudio se diseñaron y manufacturaron lentes poliméricas con PDMS, con el objetivo de aplicarlas en microscopía a través de cámaras de teléfonos inteligentes. Se estimó su distancia focal y magnificación, y se realizaron pruebas de formación de imágenes de muestras histológicas. Los resultados muestran que estas lentes ofrecen una alternativa funcional y accesible para aplicaciones de microscopía, lo que las convierte en herramientas para investigadores de diversas áreas científicas.

Palabras claves: Microscopía, Lentes poliméricas, Histología

ABSTRACT

Microscopy is a fundamental tool in scientific research for observing and analyzing microscopic samples. One of its main applications is histology, the discipline on which this work is focused. The evolution of optical instrumentation has been driven by the development of new materials, such as polydimethylsiloxane (PDMS), a transparent, lightweight, and low-cost elastomer. In this study, polymeric lenses made of PDMS were designed and manufactured with the aim of applying them to microscopy using smartphone cameras. Their focal length and magnification were estimated, and imaging tests of histological samples were conducted. The results show that these lenses provide a functional and affordable alternative for microscopy applications, making them valuable tools for researchers across various scientific fields.

Key words: Microscopy, Polymer lenses, Histology

1. INTRODUCCIÓN

La observación detallada de objetos por debajo del límite de resolución del ojo humano (aproximadamente 1 mm) ha representado un desafío constante a lo largo de la historia [1].

La microscopía surgió a partir del uso de lentes simples para observar objetos pequeños y ha evolucionado hasta convertirse en una herramienta compleja y fundamental para la ciencia moderna. Esta técnica ha sido ampliamente utilizada en diversas disciplinas como la biología, biomedicina, ciencia de materiales, electrónica, industria alimentaria y ciencias forenses, permitiendo explorar el microcosmos y revelar estructuras invisibles al ojo humano [2].

Actualmente existen distintos tipos de microscopios, clasificados principalmente en ópticos, electrónicos y de sonda, cada uno con capacidades y aplicaciones específicas. En años recientes se han desarrollado microscopios portátiles, de bajo costo y fácil manejo, diseñados especialmente para educación y uso en campo, aunque usualmente presentan limitaciones en resolución de imagen, facilidad de uso, costo y fragilidad de los sistemas [3].

El objetivo del presente trabajo es la manufactura de lentes poliméricas que puedan ser utilizadas en la observación microscópica de muestras histológicas, empleando la cámara de un teléfono inteligente. Se busca que estas lentes ofrezcan una magnificación funcional, buena resolución y facilidad de uso.

Las lentes fueron elaboradas con Polidimetilsiloxano (PDMS), un polímero flexible, transparente, no tóxico, hidrofóbico, dieléctrico, resistente a radiación UV, cambios de temperatura, y de bajo costo [4]. Estas características lo hacen adecuado para diversas aplicaciones ópticas y microelectromecánicas, como cubiertas de componentes electrónicos, válvulas, filtros y lentes sólidas o líquidas de distancia focal variable [5].

Para lograr nuestro objetivo, en la sección 2 se explican brevemente algunos conceptos básicos como son: qué son los microscopios, los tipos que hay, la relevancia de las lentes ocular y objetivo en estos dispositivos y cómo calcular su magnificación, los fenómenos ópticos que hacen que una lente funcione y la ecuación que la describe, así como una breve explicación de cómo calcular la distancia focal de una lente con mediciones experimentales.

Posteriormente, la sección 3, que se encuentra dividida en cinco subsecciones, explica en detalle el procedimiento experimental. Para ello en las primeras dos se describe el proceso de manufactura de las lentes poliméricas, el método que se utilizó para formar imágenes por primera vez con las lentes y cómo se determinó su distancia focal.

Las siguientes tres subsecciones abordan los temas relacionados con la aplicación de las lentes poliméricas en la microscopía que se relacionan con nuestro objetivo: el diseño y ensamblado de dos sistemas ópticos para observar muestras histológicas, la elaboración de muestras histológicas, la observación y captura de imágenes de las muestras con los sistemas previamente descritos y la estimación de la magnificación producida por las lentes poliméricas a través de comparativas visuales de dichas imágenes.

Finalmente, en la sección 4 se destacan los resultados obtenidos de este trabajo, sus limitaciones e implicaciones.

2. TEORÍA

La visión es uno de los sentidos más importantes para la percepción del entorno. Sin embargo, el ojo humano sólo puede detectar una pequeña porción del espectro electromagnético, conocida como luz visible, que abarca longitudes de onda entre aproximadamente 380 nm y 700 nm [6]. Otras longitudes de onda, como el infrarrojo o el ultravioleta, quedan fuera del alcance de la percepción visual humana (Figura 1).

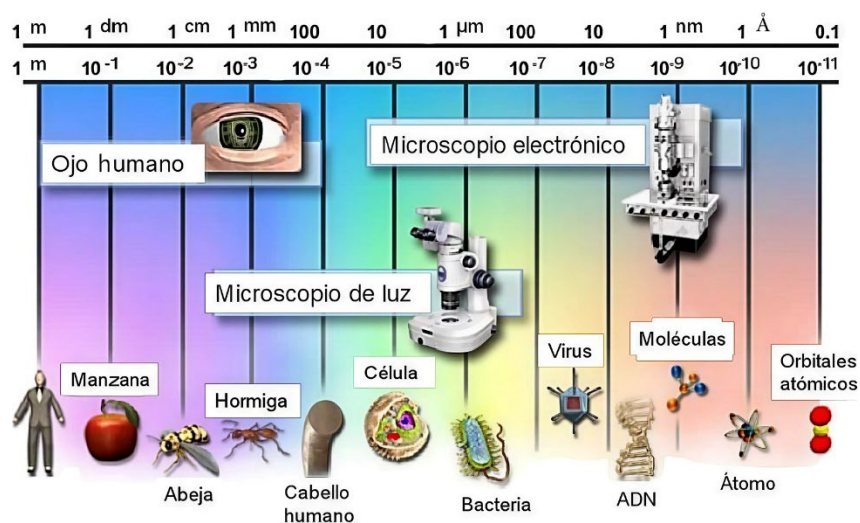


Figura 1. Comparativa de la percepción visual respecto a las longitudes de onda [1]

De acuerdo con la Real Academia Española (RAE), un microscopio es un instrumento que permite observar objetos demasiado pequeños para ser vistos a simple vista [7]. Existen diversos tipos de microscopios: simples, compuestos, estereoscópicos, confocales, electrónicos de barrido y de transmisión [8].

Los microscopios ópticos (compuestos) utilizan lentes -oculares y objetivos- que trabajan en conjunto para formar imágenes ampliadas.

El lente ocular actúa como un amplificador, magnificando la imagen primaria formada por el objetivo, que a su vez determina la calidad de la imagen, la magnificación total y la resolución del sistema.

La estructura de un lente ocular está formada por lentes, generalmente separadas por un diafragma que va introducido en la parte superior del tubo como se observa en la Figura 2, el lente objetivo generalmente está estructurado en forma cilíndrica y en su interior contiene un revestimiento anti reflejo y diversas lentes que están colocadas en serie y de manera alineada, como se observa en la Figura 3 [9].

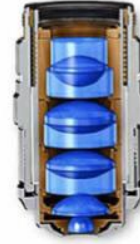
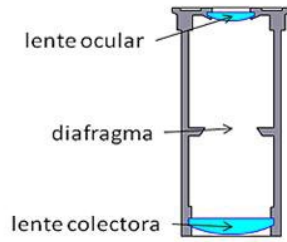


Figura 2. Estructura general de un lente ocular de microscopio [9] Figura 3. Estructura general de un lente objetivo de microscopio [9]

Por otro lado, determinar la magnificación total de un microscopio compuesto es clave para obtener imágenes óptimas de objetos microscópicos. Para calcular la magnificación total (ecuación 1) se puede multiplicar la amplificación lineal del objetivo, m_o , por la amplificación angular del ocular, Me , [10]:

$$M = m_o Me, \quad (1)$$

donde la amplificación lineal del objetivo, m_o , (ecuación 2) se calcula conociendo la longitud del tubo del microscopio, L , y la distancia focal del objetivo, f_o , en signo negativo, por lo que indica una imagen invertida [10]:

$$m_o = \frac{-L}{f_o}. \quad (2)$$

Para conocer la amplificación angular del ocular, Me , (ecuación 3) se tiene en cuenta la distancia mínima de visión clara del ojo humano promedio, 25 mm, y la distancia focal del ocular del microscopio, f_e [10]:

$$Me = \frac{25}{f_e}. \quad (3)$$

En aplicaciones de microscopía de alta resolución, también se emplea aceite de inmersión para mejorar la calidad de imagen. Este fluido, de alto índice de refracción, se aplica entre la muestra y el objetivo, reduciendo la dispersión de la luz y mejorando la resolución obtenida [11].

Las lentes poliméricas pueden representar una alternativa viable a las lentes de vidrio, especialmente cuando se requiere resistencia al impacto o diseños personalizados. Su comportamiento se puede describir mediante la ecuación de las lentes delgadas en su forma gaussiana (ecuación 4):

$$\frac{1}{s_o} + \frac{1}{s_i} = \frac{1}{f_{lente}}, \quad (4)$$

donde, f_{lente} , es la distancia focal de la lente, s_o , la distancia a la que la lente se encuentra del objeto y, s_i , la distancia a la cual forma la respectiva imagen [12].

Cuando la distancia entre objeto e imagen (L) es fija, es posible determinar dos posiciones distintas de la lente para obtener una imagen enfocada (ecuación 5), siempre que se cumpla que $L^2 > 4L \cdot f_{lente}$. Una vez conocidas experimentalmente estas posiciones, la distancia focal se puede determinar a través de la ecuación 6.

$$s_o = \frac{L \pm \sqrt{L^2 - 4L \cdot f_{lente}}}{2}, \quad (5)$$

$$f_{lente} = \frac{s_o \cdot L - s_o^2}{L}. \quad (6)$$

Las ecuaciones y conceptos descritos en esta sección son la base para explicar el procedimiento experimental descrito en este trabajo.

3. PARTE EXPERIMENTAL

3.1 Manufactura de lentes poliméricas

El proceso de manufactura de las lentes poliméricas se basó en el procedimiento descrito por Cruz-Félix, et al. [5]. El PDMS se obtuvo comercialmente en dos componentes: base y catalizador.

Para esta investigación se prepararon mezclas con dos proporciones (base: catalizador) distintas: 10:1 y 10:2. Se escogieron dos concentraciones de PDMS porque cada una tiene diferentes propiedades ópticas y mecánicas, como lo son el índice de refracción y la flexibilidad [5].

Para la elaboración de lentes, se pesó 1 gramo de base en un vaso de precipitado, al que se añadió 0.1 g de catalizador para la proporción 10:1 y 0.2 g para la proporción 10:2. La mezcla se agitó cuidadosamente para evitar burbujas de aire y se vertió en un molde, asegurando una cobertura completa y dejando una “falda” alrededor de la lente para facilitar su manipulación posterior. El molde se colocó en una mufla a 120 °C durante 22 minutos para completar el proceso de curado. Finalmente, se retiró el molde de la mufla y se desmoldó cuidadosamente la lente, este proceso se repitió para ambas proporciones.

La Figura 4 muestra la imagen de una lente polimérica manufacturada.

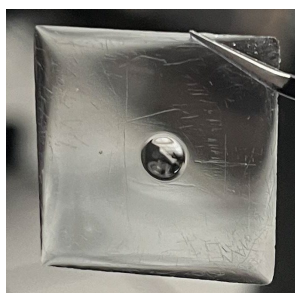


Figura 4. Lente polimérica manufacturada en el laboratorio

3.2 Formación de imágenes con una lente y determinación de la distancia focal

El sistema óptico se montó sobre un riel. La fuente de luz del sistema consistió en un haz de rayo láser rojo colimado, frente a la cual se colocaron el objeto a observar, la lente polimérica montada en un diafragma y la cámara CCD conectada a una computadora. Todos los componentes fueron cuidadosamente alineados con el eje del haz láser y se encuentran en la Figura 5.

Para estimar la distancia focal, se fijó la distancia entre el objeto y la cámara CCD. Luego, se colocó la lente polimérica entre ambos y se desplazó hasta observar una imagen nítida en la pantalla.

Con la ecuación correspondiente (ecuación 6), se calculó la distancia focal para seis configuraciones distintas.

En la Figura 6 se presentan algunas de las imágenes obtenidas y en la Tabla 1 se muestran los resultados y el promedio de la distancia focal estimada.

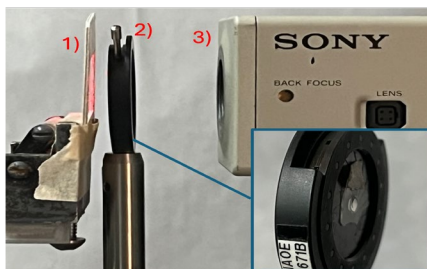


Figura 5. Configuración del sistema de formación de imágenes: 1) Objeto, 2) Lente, 3) Cámara CCD

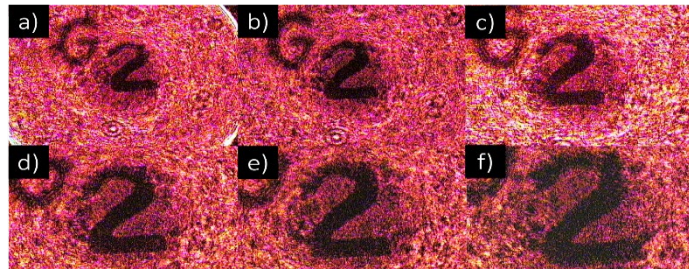


Figura 6. Imágenes formadas cuando la distancia entre la lente y el objeto es: a) 27.0 ± 0.5 mm, b) 30.0 ± 0.5 mm, c) 35.0 ± 0.5 mm, d) 40.0 ± 0.5 mm, e) 45.0 ± 0.5 mm, f) 50.0 ± 0.5 mm

Tabla 1. Valores medidos y calculados para estimar la distancia focal de la lente polimérica

L	s_o	f_{lente}
27.0 ± 0.5 mm	8.0 ± 0.5 mm	5.6 ± 0.3 mm
30.0 ± 0.5 mm	8.0 ± 0.5 mm	5.9 ± 0.3 mm
35.0 ± 0.5 mm	7.0 ± 0.5 mm	5.6 ± 0.3 mm
40.0 ± 0.5 mm	7.0 ± 0.5 mm	5.7 ± 0.3 mm
45.0 ± 0.5 mm	6.0 ± 0.5 mm	5.2 ± 0.3 mm
50.0 ± 0.5 mm	6.0 ± 0.5 mm	5.3 ± 0.3 mm
Promedio		5.6 ± 0.3 mm

El valor de la incertidumbre obtenida confirma que la resolución alcanzada en la imagen es razonable [3], tal como se muestra en la siguiente sección.

3.3 Formación de imágenes con sistemas ópticos

Para comparar visualmente el desempeño de las lentes propuestas en este trabajo, se diseñaron dos sistemas para la observación de muestras histológicas (Figura 7).

En el sistema (A), la lente polimérica se colocó sobre la cámara de un teléfono inteligente, montada verticalmente. Se improvisó una platina (2), un diafragma (3) y un difusor (4) para mejorar la calidad de la iluminación. El teléfono se sostuvo mediante un soporte ajustable (1).

En el sistema (B), también montado verticalmente, se utilizó un microscopio óptico convencional (5), una platina improvisada (6) y un difusor (7). Un soporte para el teléfono (8) facilitó la captura de imágenes.

Los resultados obtenidos se describen y muestran en la siguiente sección.

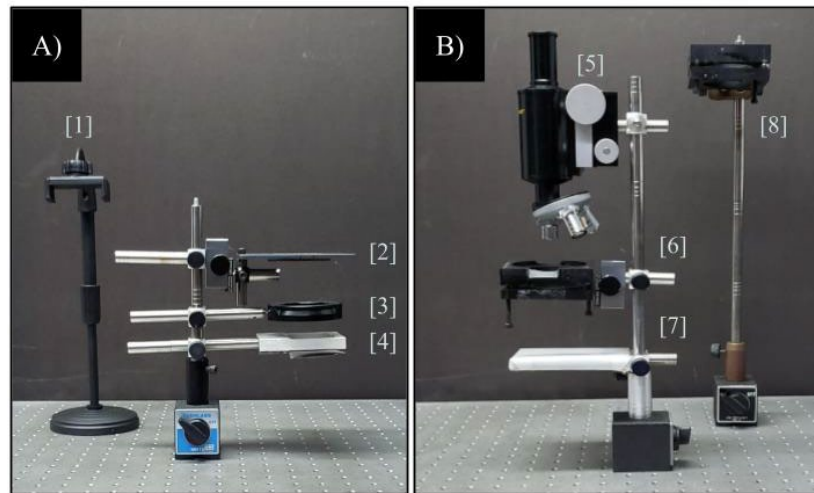


Figura 7. Sistemas ópticos para observación de muestras histológicas: (A) para usarse con la lente polimérica y el teléfono inteligente, (B) para usarse como microscopio óptico

3.4 Elaboración de muestras histológicas y captura de imágenes

Se prepararon diversas muestras biológicas mediante técnicas básicas de laboratorio, con el objetivo de observarlas utilizando las lentes poliméricas acopladas a teléfonos inteligentes.

Una de las muestras principales fue un frotis sanguíneo teñido con azul de metileno, que permitió observar células sanguíneas (Figura 8. a). La muestra se obtuvo con consentimiento informado de un individuo con antecedentes de cáncer. Otra muestra de interés fue un fragmento recolectado de piel epidérmica (Figura 8. b), el cual se colocó en un portaobjetos con agua destilada, se capturo y posteriormente se tiñó con azul de metileno para observar su estructura celular (Figura 8. c). La muestra se obtuvo con consentimiento informado de un individuo con quemaduras solares de primer grado y exposición solar.

También se prepararon muestras vegetales, como la epidermis de una hoja de árbol, cromoplastos de jitomate, amiloplastos de papa, y epidermis de cebolla y jitomate, todas teñidas según fuera necesario.

Todas las imágenes de las muestras histológicas se capturaron utilizando ambos sistemas (Figura 7).

Para el sistema (A), se usaron lentes 10:1 y 10:2, acopladas a teléfonos Samsung Galaxy S9 e iPhone 11.

Para el sistema (B), se emplearon lentes oculares de 6,3X, 15X, 20X y 25X, y objetivos de 5X, 10X, 20X y 40X.

Se obtuvieron un total de 928 imágenes correspondientes a ocho tipos de muestras diferentes, de las cuales algunos ejemplos se presentan en la Figura 8. El análisis detallado de todas las imágenes queda fuera del alcance del presente trabajo.

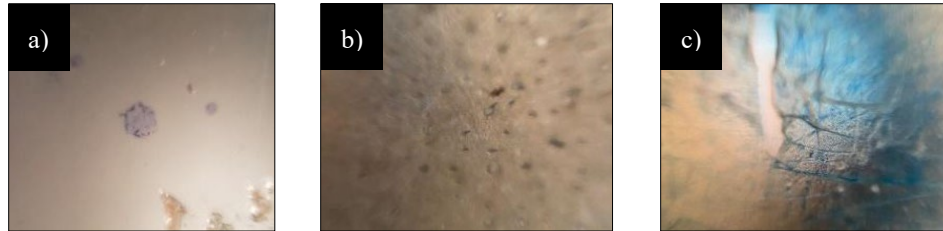


Figura 8. Fotografías de muestras histológicas utilizando el sistema de la Figura 7. A, capturadas con lentes poliméricas y un teléfono iPhone 11, donde se observan estructuras celulares: (a) célula sanguínea teñida de un frotis sanguíneo, (b) células muertas de la epidermis de un ser humano, (c) células muertas teñidas de la epidermis de un ser humano

3.5 Estimación de la magnificación de las lentes poliméricas

La magnificación se estimó mediante una comparación visual entre las imágenes obtenidas con las lentes poliméricas en el sistema (A) y las imágenes capturadas con el microscopio óptico del sistema (B), los sistemas se muestran en la Figura 7.

En la Figura 9 se muestra una comparación visual de una misma muestra histológica (epidermis teñida de una cebolla) para estimación de magnificación.

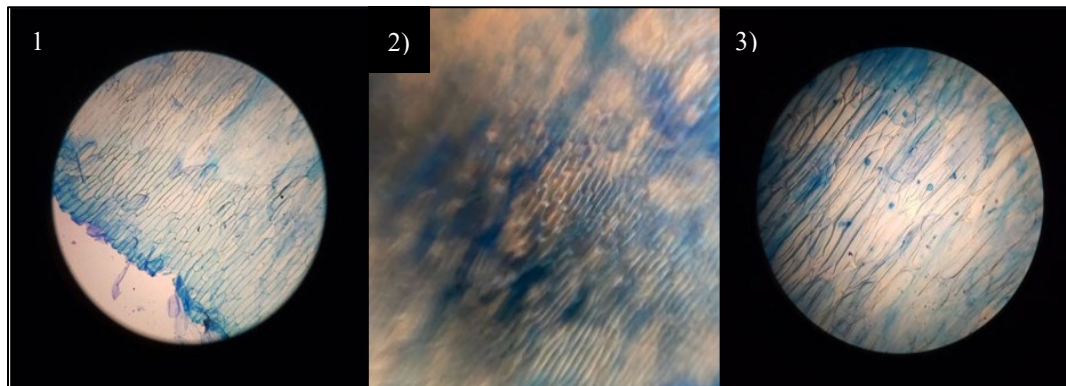


Figura 9. Fotografías de una muestra histológica de células epidérmicas teñidas de una cebolla: (1) imagen capturada a 31,5X con el sistema de la figura 7. B, (2) imagen obtenida con la lente 10:1 e iPhone 11 con el sistema de la figura 7. A, (3) imagen capturada a 63X con el sistema de la figura 7. B

Se puede observar en la Figura 9 que la magnificación lograda por las lentes poliméricas se encuentra en un rango entre 31,5X y 63X.

4. CONCLUSIONES

Las lentes poliméricas manufacturadas con PDMS demostraron ser capaces de formar imágenes nítidas y de buena calidad, lo que permitió su uso en conjunto con cámaras de teléfonos inteligentes para la observación de muestras histológicas.

La distancia focal estimada fue consistente con el diseño de las lentes, siendo suficientemente corta para generar una alta magnificación.

Como ya se mencionó, el análisis comparativo con un microscopio óptico convencional reveló que la magnificación lograda por las lentes poliméricas se encuentra en un rango entre 31,5X y 63X. Este nivel de aumento fue suficiente para observar estructuras celulares, tejidos y componentes presentes en las muestras preparadas, lo que valida el uso de estas lentes en aplicaciones básicas de microscopía.

Aunque el método utilizado para estimar la distancia focal presenta una incertidumbre relativamente alta, los resultados fueron consistentes entre distintas configuraciones. Se deja el uso de herramientas más precisas para futuras caracterizaciones.

Cabe señalar que, si bien la magnificación obtenida es funcional para muchas aplicaciones, puede no ser adecuada para observaciones que requieran una resolución máxima, como en estudios patológicos avanzados. Sin embargo, el bajo costo, la facilidad de fabricación y el potencial de portabilidad de estas lentes representan una alternativa viable para entornos educativos, investigación básica y contextos con recursos limitados.

Este trabajo demuestra que es posible acercar la microscopía a una mayor audiencia mediante tecnologías accesibles, ofreciendo un punto de partida para desarrollos más complejos o adaptaciones específicas en áreas biomédicas, educativas y de diagnóstico.

Agradecimientos

Los autores agradecen los valiosos comentarios y sugerencias de los revisores, los cuales contribuyeron a mejorar la calidad del manuscrito, así como a enfatizar aspectos relevantes para el desarrollo de nuestro trabajo futuro.

5. REFERENCIAS

- [1]. Reyes-Gasga, J. (2020). Breve reseña histórica de la microscopía electrónica en México y el mundo. *Mundo Nano: Revista Interdisciplinaria en Nanociencias y Nanotecnología*, 13(25), 79–100.
- [2]. Rodríguez-De la Concha-Azcarate, G., López-Téllez, G., & Vilchis-Néstor, A. R. (2025). El microscopio bajo mis manos: breve historia, funcionamiento y aplicaciones de la microscopía. *Science Ergo-Sum*.
- [3]. Salido, J., Bueno, G., Ruiz-Santaquiteria, J., & Cristóbal, G. (2022). A review on low-cost microscopes for Open Science. *Microscopy Research and Technique*.

- [4]. Santiago-Alvarado, S., Cruz-Félix, A. S., González-García, J., Sánchez-López, O., MendozaJasso, A. J., & Hernández-Castillo, I. (2020). Polynomial fitting techniques applied to optomechanical properties of PDMS Sylgard 184 for giving curing parameters. *Materials Research Express*.
- [5]. Cruz-Félix, A. S., Santiago-Alvarado, S., Márquez-García, J., & González-García, J. (2020). PDMS samples characterization with variations of synthesis parameters for tunable optics applications. *Heliyon*.
- [6]. National Aeronautics and Space Administration (NASA). (2010). Visible light. NASA Science Mission Directorate.
- [7]. Real Academia Española (RAE). (2014). Microscopio. En *Diccionario de la lengua española* (23.^a ed.).
- [8]. Harr, M. (2018). Different kinds of microscopes & their uses. *Sciencing.com*.
- [9]. Narváez-Armas, D. J. (s. f.). Sistema óptico del microscopio. Universidad de los Andes (ULA).
- [10]. Olmo-De Sevilla, M. (s. f.). Aproximaciones de microscopio. *HyperPhysics*.
- [11]. Kalstein. (2023). ¿Cómo funciona el aceite de inmersión?. *Kalstein.com*.
- [12]. Hecht, E. (2017). *Optics* (5th ed.). Pearson.

FABRICACIÓN DE MANIQUÍES BIOMIMÉTICOS AL TEJIDO DURO Y BLANDO MEDIANTE IMPRESIÓN 3D

Rebeca Franco Reyes^a, Eduardo Moreno Barbosa^a, Ricardo Agustín Serrano^a, Alonso Antonio Collantes Gutiérrez^c, Fernando Moreno Barbosa^d, Marco Antonio Morales Sánchez^b.

^aFacultad de Ciencias Físico Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, México. fr224570124@alm.buap.mx, emoreno@fcfm.buap.mx, ragustin@fcfm.buap.mx

^bFacultad de Ingeniería Química, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, México. spinor70@yahoo.com.mx

^cHospital Universitario de Puebla, Puebla, México. alonso.collantesg@correo.buap.mx

^dFacultad de Medicina, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, México. fernando.morenobarbosa@correo.buap.mx

RESUMEN

En este trabajo se desarrolló un maniquí médico antropomórfico utilizando impresión 3D con materiales que imitan tejidos humanos duros y blandos. Se emplearon medidas biométricas específicas para lograr mayor realismo clínico. El diseño incluye tres capas que representan piel, músculo y tejido óseo (cortical y trabecular), usando silicon, poliuretano termoplástico (TPU) y acrilonitrilo butadieno estireno (ABS), respectivamente. Lo novedoso radica en su estructura trabecular basada en un modelo matemático y su configuración heterogénea. La validación se realizó mediante tomografía computarizada y análisis de Fourier y dimensión fractal, mostrando alta similitud con tejidos reales. El resultado es un maniquí más realista y funcional que los modelos tradicionales, ideal para enseñanza y entrenamiento médico.

Palabras clave: Impresión 3D; Biomedicina; Maniqués Médicos.

ABSTRACT

This work presents the development of an anthropomorphic medical mannequin using 3D printing with materials that mimic both hard and soft human tissues. Specific biometric measurements were used to achieve greater clinical realism. The design includes three layers representing skin, muscle, and bone tissue (cortical and trabecular), using silicone, thermoplastic polyurethane (TPU) and acrylonitrile butadiene styrene (ABS), respectively. Its novelty lies in the trabecular structure based on a mathematical model and its heterogeneous configuration. Validation was performed through clinical CT imaging and analysis using Fourier components and fractal dimension, showing high similarity to real tissues. The result is a more realistic and functional mannequin compared to traditional models, ideal for medical training and education.

Key words: 3D Printing; Biomedicine; Medical Mannequins.

1. INTRODUCCIÓN

El uso de maniqués en contextos médicos y de entrenamiento clínico ha sido una herramienta clave para la enseñanza práctica, sin embargo, los modelos tradicionales están limitados por la homogeneidad de sus materiales y su baja similitud con las estructuras anatómicas reales. Estas limitaciones reducen la capacidad de simular situaciones clínicas complejas y afectan la calidad del aprendizaje. La impresión 3D ha emergido como una alternativa tecnológica que permite la fabricación de modelos personalizados con mayor fidelidad anatómica y variabilidad en propiedades físicas, permitiendo emular distintos tipos de tejidos.

El rápido crecimiento de la tecnología de impresión tridimensional (impresión 3D o fabricación aditiva) ha ofrecido muchas nuevas posibilidades en el campo médico. Esta tecnología permite la creación de modelos anatómicamente precisos, rentables, modulares y personalizables, con un alto grado de libertad geométrica. Una de las principales ventajas de la impresión 3D en medicina es su potencial para producir estructuras basadas en pacientes y específicas para cada paciente. Las diversas aplicaciones en medicina abarcan desde productos y equipos médicos, productos farmacéuticos, tejidos y biomateriales, dispositivos médicos hasta modelos físicos en 3D. Dentro del área de modelos físicos, existen modelos para formación y educación, así como modelos utilizados para la planificación preoperatoria [1, 2]. Finalmente, también existen los llamados maniqués.

Los maniqués son modelos físicos diseñados para imitar el tejido biológico y sus propiedades en las imágenes médicas, desempeñando un papel vital en el aseguramiento de la calidad, la educación, la investigación y la formación en diversas disciplinas médicas [3].

Con la impresión 3D, la fabricación de maniqués médicos ha experimentado una transformación significativa. Esta tecnología innovadora ha complementado y reemplazado métodos de fabricación tradicionales, que normalmente son costosos y lentos para la producción de maniqués. En el campo de los maniqués impresos en 3D, se diseñan diversos tipos para abordar necesidades clínicas específicas y requerimientos de investigación. Algunos se centran en replicar órganos o estructuras anatómicas concretas, mientras que otros se enfocan en el aseguramiento de la calidad.

La clave de un maniquí es el material equivalente al tejido (también conocido como sustituto), que replica propiedades específicas de un tejido del cuerpo humano para imitarlo de la forma más realista posible en la obtención de imágenes médicas [4, 5]. En este contexto, se propone el desarrollo de un maniquí médico antropomórfico utilizando impresión 3D con diversos materiales. Este modelo integra materiales que replican tanto tejidos blandos como duros, con una configuración estratificada que imita las capas de la piel, el músculo y el hueso. Además, se introduce una estructura trabecular interna diseñada a partir de un modelo matemático, lo cual aporta un mayor grado de biomimética.

2. OBJETIVOS

El objetivo general de este trabajo es desarrollar un maniquí médico antropomórfico utilizando tecnologías de impresión 3D, capaz de replicar de manera realista tanto tejidos

blandos como duros mediante el uso de materiales biomiméticos y una estructura trabecular generada matemáticamente.

Asimismo, se busca establecer una metodología de diseño y fabricación de maniqués clínicos más realistas, que puedan utilizarse como herramienta de apoyo en la formación médica y la validación experimental de técnicas diagnósticas.

3. METODOLOGÍA

Para lograr una futura estandarización en el desarrollo de maniqués, es necesario adoptar un flujo de trabajo de producción bien establecido [6]. Los pasos básicos que pueden aplicarse al flujo de trabajo para desarrollar maniqués impresos en 3D son los siguientes:

- (i) una fase de planificación,
- (ii) una fase de conceptualización,
- (iii) una fase de diseño y, finalmente,
- (iv) una fase de validación

Para la fase de planificación de este trabajo el primer paso fundamental consistió en recopilar información detallada sobre los requisitos específicos del modelo. Se definió que el maniqué estaría destinado tanto a fines de investigación como educativos, lo que implicó establecer criterios que permitieran su análisis mediante imágenes tomográficas clínicas. En este sentido, se delimitó su aplicación al estudio anatómico y radiológico de una sección transversal del brazo humano, con un enfoque particular en la representación precisa del húmero. Esta etapa permitió orientar el diseño hacia un modelo que cumpliera con los estándares de realismo y funcionalidad requeridos para su uso en entornos académicos y científicos.

En la fase de conceptualización del maniqué, se desarrolló el modelo a partir de una categorización clara de sus componentes anatómicos, con el fin de representar fielmente una sección transversal del brazo humano. Se definieron cuatro componentes principales: hueso cortical, hueso trabecular, músculo y piel, cada uno con características estructurales específicas. A partir de esta segmentación, se llevó a cabo un análisis detallado de los materiales disponibles para impresión 3D, evaluando su compatibilidad con las propiedades densitométricas y visuales de los tejidos reales. Este análisis fue crucial para seleccionar materiales que permitieran no solo una representación anatómica precisa, sino también una respuesta adecuada en estudios de imagen tomográfica. Para la fabricación, se seleccionaron los siguientes materiales:

- Piel: Se utilizó tinta de silicona, que ofrece una textura flexible y resistencia superficial comparable a la dermis.
- Músculo: Se empleó poliuretano termoplástico (TPU), material elastomérico con buena capacidad de deformación.
- Hueso: Se seleccionó acrilonitrilo butadieno estireno (ABS) por su rigidez y facilidad de impresión, usado tanto para la estructura cortical como para la trabecular.

Para la fase de diseño se consideró la elaboración de un maniquí antropomórfico basado en datos biométricos reales, utilizando una media de ancho corporal de un humero de 67.66 mm, de ancho corporal de un musculo de 25.5 mm y de una capa de piel de 2 mm de grosor [7]. El diseño fue realizado mediante modelado tridimensional en Meshmixer, un programa de diseño asistido por computadora (CAD), y segmentado en tres capas principales, cada una correspondiente a un tipo de tejido. La novedad del modelo radica en la implementación de una estructura trabecular interna generada mediante el modelo matemático Komarova-Hohenberg [8], lo que permitió distribuir la masa ósea de forma heterogénea. Esta estructura fue integrada al diseño óseo del maniquí antes de la impresión. El modelo fue modificado realizando ajustes según las especificaciones de las medidas biométricas. Posteriormente, el modelo diseñado se convirtió en capas mediante el software de impresión 3D, utilizando como entrada el archivo STL. Finalmente se llevo a cabo la impresión 3D de las distintas capas haciendo uso de los materiales seleccionados con anterioridad.

Una vez fabricado el maniquí se dio paso a la fase de validación donde el modelo fue sometido a un estudio mediante tomografía computarizada (CT) clínica. Las imágenes obtenidas se analizaron mediante técnicas de procesamiento digital utilizando transformada de Fourier para la identificación de patrones espaciales y análisis de dimensión fractal para cuantificar la complejidad morfológica. Los resultados se compararon con valores de referencia obtenidos de muestras óseas reales.

4. RESULTADOS

Como resultado del proceso de elaboración, se obtuvo un maniquí compuesto por capas diferenciadas que representan los principales tejidos de una sección transversal del brazo. En la Figura 1, A) se muestran las distintas capas resultantes de la impresión 3D, el componente óseo, correspondiente al húmero, fabricado con material ABS debido a su rigidez y similitud con las propiedades del hueso cortical y trabecular. La capa muscular se imprimió utilizando TPU y la piel que fue replicada con una cubierta de silicón. Cada componente fue impreso por separado, respetando su geometría y grosor específicos, y posteriormente ensamblado de manera manual para formar el prototipo completo mostrado en la Figura 1, B). Este enfoque por capas permitió una integración estructural precisa y un alto grado de realismo en el modelo final.

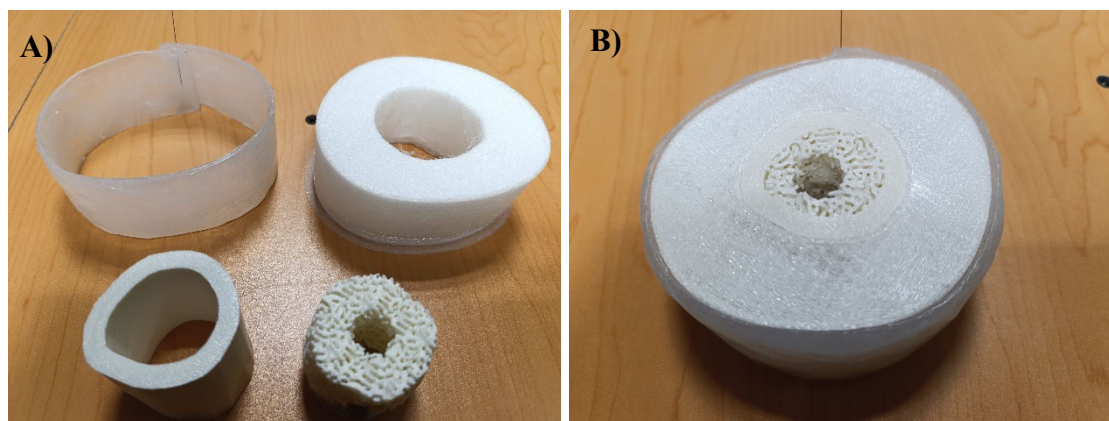


Figura 1: Prototipo final del maniquí; A) capas por separado del maniquí, B) unión de las capas

Las imágenes obtenidas mediante tomografía computarizada del maniquí mostradas en la Figura 2, permitieron visualizar con claridad la diferenciación entre las distintas capas que lo componen. Estas imágenes permitieron observar la distribución interna de densidades, así como la capacidad de los materiales de simular estructuras anatómicas reales en términos de contraste. Las imágenes se adquirieron en un tomógrafo clínico convencional Siemens Healthineers SOMATOM Force eco, es un tomógrafo de doble fuente (2 tubos de rayos X Vectron TM), potencia del generador de 240 kW, ajuste de kV de 70 – 150 kV en pasos de 10 kV y resolución espacial de 0.24 mm. Se caracteriza por su velocidad de escaneo ultra rápida, su capacidad para reducir la dosis de radiación y el uso de contraste, y su potencial para flujos de trabajo sin sedación.

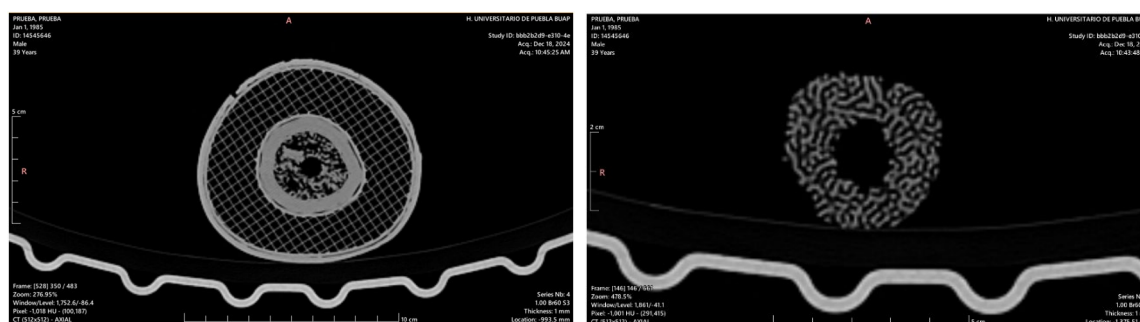


Figura 2: Ejemplo de las imágenes del maniquí obtenidas mediante tomografía computarizada

Finalmente se realizó una validación morfológica del tejido óseo trabecular, la estructura ósea interna, se llevó a cabo una validación visual y cuantitativa de la morfología del tejido óseo trabecular impreso, comparándolo con cortes reales de hueso humano [9]. Se aplicaron técnicas avanzadas de análisis de textura y geometría, tales como:

- Análisis de componentes de Fourier, utilizado para evaluar la distribución espacial y la periodicidad de las estructuras internas, permitiendo comparar directamente las estructuras físicas visualizadas en imágenes clínicas reales con las impresas generadas numéricamente.
- Cálculo de la dimensión fractal, técnica que permitió cuantificar el grado de complejidad y rugosidad del patrón trabecular, ofreciendo un indicador matemático de similitud entre el modelo impreso y las estructuras óseas reales observadas en imágenes clínicas.

El análisis morfológico del maniquí, realizado mediante la dimensión fractal y la transformada de Fourier, permitió evaluar la complejidad estructural y la distribución espacial de las texturas presentes en las imágenes tomográficas. Los resultados mostraron que los modos de Fourier del maniquí, ver Figura 3, C-D); presentaban una distribución de frecuencias similar a la observada en las imágenes de hueso real, especialmente en los rangos medios y altos, lo cual indica una adecuada representación de los patrones estructurales del tejido óseo. Los valores resultantes para la dimensión fractal están dados por $D_r=1.8589$ para el tejido óseo trabecular real y $D_m=1.8485$, con un error absoluto entre ambos resultados $\varepsilon_a=0.0103$ y un error relativo $\varepsilon_r=0.55\%$, ver Figura 3, E). Estos resultados validan la capacidad del modelo impreso en 3D para reproducir la arquitectura interna del hueso, lo que sugiere que el nivel de detalle y la irregularidad superficial fueron reproducidos con fidelidad.

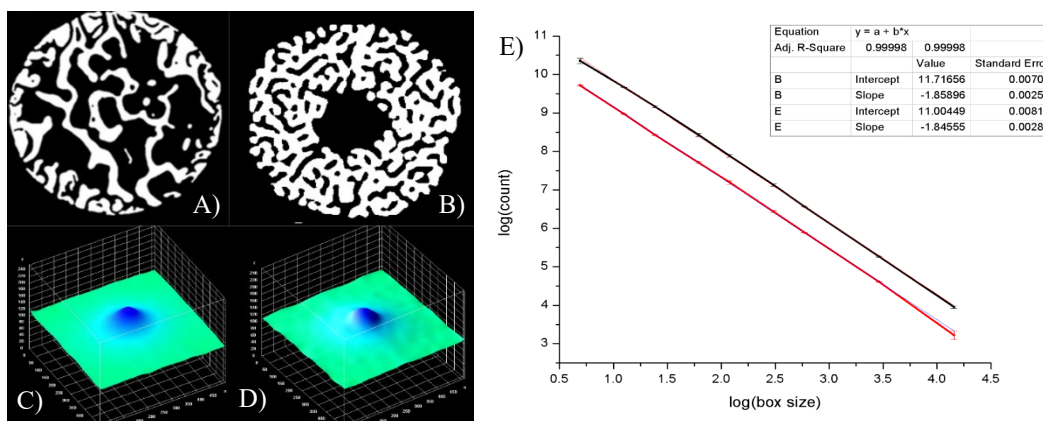


Figura 3: A) Corte transversal del hueso trabecular reflejado por CT, hueso (blanco) y aire (negro); [9], B) corte transversal de la estructura trabecular del maniquí por CT, C-D) Transformadas de Fourier de A) y B) respectivamente, E) Resultado de la dimensión fractal de A) y B) respectivamente

Para complementar el análisis morfológico, se realizó una prueba estadística ANOVA a partir de los valores obtenidos de la dimensión fractal, tanto de las CT's del maniquí como de las CT's de hueso real. En este análisis se estableció como hipótesis nula que las estructuras eran diferentes, mientras que la hipótesis alternativa planteaba que las estructuras eran similares en términos de su complejidad morfológica. El resultado arrojó un valor de $p = 3.66665 \times 10^{-9}$, el cual es significativamente menor al umbral de $p \leq 0.05$, por lo que se rechaza la hipótesis nula y se acepta la hipótesis alternativa. Esto indica que no existen diferencias estadísticamente significativas entre las estructuras comparadas, lo que respalda la similitud morfológica entre el maniquí y el hueso real en términos de complejidad estructural medida por la dimensión fractal.

5. CONCLUSIONES

El trabajo presentado demuestra que es posible diseñar y fabricar maniqués médicos de alta fidelidad anatómica utilizando tecnologías de impresión 3D y modelado matemático. La inclusión de una estructura ósea trabecular heterogénea, combinada con materiales que emulan diferentes tejidos, proporciona un nivel de realismo superior que no se encuentra en modelos tradicionales.

Los trabajos previos referenciados proporcionan el contexto teórico y metodológico que fundamenta el presente estudio. Por ejemplo, los estudios [1–5] destacan la relevancia de la impresión 3D en el desarrollo de modelos anatómicos y maniqués médicos, mientras que las investigaciones más recientes [6–10] abordan los avances en el uso de materiales multimateriales y estructuras funcionales para aplicaciones biomédicas. En este trabajo, se integran dichos enfoques, aplicándolos al diseño de un modelo antropomórfico heterogéneo que busca combinar realismo anatómico con funcionalidad experimental.

Aunque el estudio presenta un gran potencial, aún existen algunas limitaciones. Una de ellas es el uso de materiales comerciales, como TPU, ABS y silicón, que, si bien resultan adecuados para la simulación estructural, no reproducen con precisión las propiedades biomecánicas de los tejidos reales. Además, la validación se centró únicamente en métricas

morfológicas y fractales, por lo que futuras investigaciones podrían incorporar evaluaciones mecánicas o radiológicas más amplias para lograr una validación más completa.

El maniquí propuesto no solo tiene utilidad en la enseñanza médica y la validación de técnicas de imagen, sino que también puede emplearse en contextos de investigación y desarrollo tecnológico. Por ejemplo, puede adaptarse para pruebas de dispositivos médicos, simulación de procedimientos quirúrgicos o entrenamiento en técnicas de diagnóstico no invasivo. Además, su estructura modular permite modificaciones específicas para otras regiones anatómicas, ampliando su potencial en ámbitos educativos y clínicos.

6. REFERENCIAS

- [1]. Z. Jin, Y. Li, K. Yu, L. Liu, J. Fu, X. Yao, A. Zhang, and Y. He, "3D printing of physical organ models: recent developments and challenges," *Advanced Science* 8(17), e2101394 (2021).
- [2]. N. Wake (ed.), *3D Printing for the Radiologist*, Elsevier, St. Louis, USA (2022).
- [3]. G. Sands, C. H. Clark, and C. K. McGarry, "A review of 3D printing utilisation in radiotherapy in the United Kingdom and Republic of Ireland," *Physica Medica* 115, 103143 (2023).
- [4]. K. Wang, C.-C. Ho, C. Zhang, and B. Wang, "A review on the 3D printing of functional structures for medical phantoms and regenerated tissue and organ applications," *Engineering* 3(5), 653–662 (2017). <https://doi.org/10.1016/j.eng.2017.05.013>
- [5]. V. Filippou and C. Tsoumpas, "Recent advances on the development of phantoms using 3D printing for imaging with CT, MRI, PET, SPECT, and ultrasound," *Medical Physics* 45(9), e740–e760 (2018).
- [6]. M. Wegner, J. Spallek, D. Krause, and E. Gargioni, "Comparing technologies of additive manufacturing for the development of modular dosimetry phantoms in radiation therapy," *Transactions on Additive Manufacturing Meets Medicine* 2(1) (2020).
- [7]. J. Yin, M. Li, G. Dai, et al., "3D printed multi-material medical phantoms for needle-tissue interaction modelling of heterogeneous structures," *Journal of Bionic Engineering* 18, 346–360 (2021). <https://doi.org/10.1007/s42235-021-0031-1>
- [8]. "Estudios teórico-metodológicos en ciencias exactas, tecnológicas y de la tierra 2," *Atena*, Cap. 1, 1–17 (2023). <https://doi.org/10.22533/at.ed.9932322111>
- [9]. D. Wu, A. Spanou, A. Diez-Escudero, and C. Persson, "3D-printed PLA/HA composite structures as synthetic trabecular bone: A feasibility study using fused deposition modeling," *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials* 103, 103608 (2020). <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2019.103608>
- [10]. C. J. Culbreath, M. S. Taylor, S. D. McCullen, et al., "A review of additive manufacturing in tissue engineering and regenerative medicine," *Biomedical Materials & Devices* (2024). <https://doi.org/10.1007/s44174-024-00183-3>

OXIGENIX: SISTEMA DE SUMINISTRO DE AIRE PURIFICADO

Martin Javier Espinoza Quintanilla, Valeria Michelle Espinoza Quintanilla,
Vanessa Marlen Espinoza Quintanilla

Unidad Académica Multidisciplinaria Región Altiplano, UASLP, Matehuala, S. L. P.,
México
a359650@alumnos.uaslp.mx, a385958@alumnos.uaslp.mx, vane21marlen@gmail.com.

RESUMEN

Oxygenix es un purificador de aire portátil en formato de collar, desarrollado para reducir la exposición a partículas PM_{2.5} en entornos urbanos, cuyas concentraciones frecuentemente superan los límites recomendados por la Organización Mundial de la Salud (OMS). El dispositivo integra sensores biométricos, para monitorear la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno en sangre, ajustando de manera automática el flujo de aire según las condiciones fisiológicas del usuario. Emplea filtros HEPA y de carbón activado para la retención de partículas finas y compuestos gaseosos. Oxygenix constituye una alternativa innovadora y portátil para mejorar la calidad del aire inhalado y apoyar la salud de personas.

Palabras claves: Purificador, Monitoreo, Biométricos.

ABSTRACT

Oxygenix is a portable air purifier in a collar format, designed to reduce exposure to PM_{2.5} particles in urban environments, where concentrations frequently exceed the limits recommended by the World Health Organization (WHO). The device integrates biometric sensors to monitor heart rate and blood oxygen saturation, automatically adjusting the airflow according to the user's physiological conditions. It employs HEPA and activated carbon filters for the removal of fine particles and gaseous compounds. Oxygenix represents an innovative and portable solution to improve inhaled air quality and support human health.

Key words: Purifier, Monitoring, Biometric.

1. INTRODUCCIÓN

La contaminación atmosférica constituye actualmente uno de los principales desafíos ambientales y sanitarios a nivel global [1]. De acuerdo con estimaciones recientes de la Organización Mundial de la Salud (OMS), más del 99 % de la población mundial respira aire que excede los límites recomendados de calidad, particularmente en relación con las partículas finas menores a 2.5 micrómetros de diámetro (PM_{2.5}, *Particulate Matter*) [2]. La exposición prolongada a estos contaminantes se asocia con un incremento en la incidencia de enfermedades respiratorias crónicas, cardiovasculares y neurológicas, así como con un

aumento en la mortalidad prematura [3]. En consecuencia, resulta fundamental desarrollar estrategias y tecnologías que mitiguen los efectos de la contaminación del aire sobre la salud humana [4]. En este contexto, se propone Oxigenix, un sistema portátil de purificación de aire con formato de collar, concebido para proporcionar protección individual frente a contaminantes atmosféricos en entornos urbanos. Este dispositivo integra sensores ambientales y biométricos que permiten la monitorización en tiempo real de parámetros como la concentración de partículas (PM_{2.5}), compuestos orgánicos volátiles (VOC), dióxido de carbono (CO₂) y variables fisiológicas del usuario. Mediante un sistema de control basado en microcontrolador (ATmega328P), el dispositivo ajusta dinámicamente el flujo de purificación en función de las condiciones ambientales y del estado del usuario.

A diferencia de las soluciones convencionales, como mascarillas o purificadores estáticos, Oxigenix representa un avance en el campo de los dispositivos portátiles de salud ambiental, orientado hacia la personalización y automatización del proceso de purificación. Este artículo presenta el diseño, implementación y validación funcional del sistema, destacando su contribución tecnológica frente a las soluciones existentes y su potencial impacto en la mejora de la calidad de vida en ambientes contaminados. Asimismo, en los resultados se verificó la operación de los sensores, el ventilador y el microcontrolador, así como la autonomía del sistema de 10 a 14 horas. La evaluación del sistema se centró en la verificación cualitativa del flujo de aire a través de los filtros, estableciendo las bases para futuras cuantificaciones de eficiencia y análisis comparativos con otros dispositivos.

2. TEORÍA

La contaminación atmosférica urbana constituye una de las principales amenazas para la salud pública a nivel mundial. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS) y la Agencia de Protección Ambiental de los Estados Unidos (EPA), las concentraciones de material particulado fino menores a 2.5 micrómetros (PM_{2.5}) no deben exceder los 5 µg/m³ como promedio anual; sin embargo, en diversas zonas urbanas de México los valores superan regularmente los 25 µg/m³ [5]. Este exceso se asocia con un aumento en los casos de enfermedades respiratorias, cardiovasculares y neurológicas, además de reducir la esperanza de vida en las poblaciones expuestas. En este contexto, la Norma Oficial Mexicana NOM-025-SSA1-2021 establece límites y métodos para evaluar la calidad del aire ambiente, reforzando la necesidad de desarrollar soluciones personales de purificación adaptadas a entornos urbanos.

Las partículas PM_{2.5}, debido a su diámetro aerodinámico reducido, pueden penetrar profundamente en el sistema respiratorio y alcanzar el torrente sanguíneo, generando estrés oxidativo e inflamación sistémica. Además de las partículas sólidas, el aire urbano contiene contaminantes gaseosos como los compuestos orgánicos volátiles (VOC), derivados de solventes, combustibles y productos domésticos, así como gases traza como el dióxido de carbono (CO₂) y el ozono (O₃), los cuales, en concentraciones elevadas, afectan la función pulmonar y la capacidad respiratoria [6].

La purificación del aire se basa en la eliminación de partículas y gases mediante mecanismos físicos, químicos o fotoquímicos. Entre las tecnologías más utilizadas se encuentran los

filtros HEPA (High Efficiency Particulate Air), capaces de retener partículas mayores a 0.3 μm con una eficiencia mínima del 99.97 %, gracias a mecanismos combinados de impacto inercial, interceptación y difusión browniana. Estos filtros se complementan con filtros de carbón activado, cuya estructura microporosa permite la adsorción de gases y VOC, incluyendo CO_2 y O_3 , mediante procesos físicos y químicos [7]. En los últimos años, han surgido tecnologías complementarias como la ionización bipolar, que genera iones positivos y negativos capaces de aglutinar partículas y neutralizar microorganismos; la radiación UV-C, utilizada para la inactivación bacteriana y viral; y la fotocatalisis basada en dióxido de titanio (TiO_2), que degrada compuestos orgánicos bajo irradiación ultravioleta. Estas innovaciones conforman el estado del arte de la purificación inteligente, proporcionando bases teóricas para el desarrollo de sistemas compactos y eficientes como Oxigenix.

La adaptación de estos mecanismos a dispositivos portátiles enfrenta limitaciones técnicas importantes, tales como la gestión del flujo de aire, la generación de ruido y la optimización de la autonomía energética. En este sentido, Oxigenix integra un sistema de control basado en microcontrolador ATmega328P, que regula el flujo del ventilador mediante modulación por ancho de pulso (PWM) en función de los datos obtenidos por sensores ambientales de PM, VOC y CO_2 , junto con el sensor biométrico MAX30102, que mide la frecuencia cardíaca y la saturación de oxígeno del usuario. Esta retroalimentación en tiempo real permite ajustar automáticamente la intensidad de purificación según la calidad del aire y el estado fisiológico, configurando así un sistema inteligente y adaptativo orientado a la protección personalizada en entornos contaminados.

3.PARTE EXPERIMENTAL

3.1 Descripción Técnica del Sistema

El sistema Oxigenix integra un mecanismo dual de purificación de aire compuesto por un filtro HEPA y un filtro de carbón activado, orientado a la eliminación de partículas sólidas y contaminantes gaseosos, respectivamente. Ambos componentes están dispuestos en serie dentro de una boquilla de entrada, impulsados por un ventilador centrífugo de flujo controlado mediante modulación por ancho de pulso (PWM).

El dispositivo incorpora un conjunto de sensores ambientales y biométricos para el monitoreo en tiempo real de la calidad del aire y las condiciones fisiológicas del usuario. Para la detección de material particulado, se utilizó el PMS5003 (Figura 1), basado en dispersión láser, que permite cuantificar concentraciones de $\text{PM}_{1.0}$, $\text{PM}_{2.5}$ y PM_{10} . Este sensor funciona mediante la emisión de un haz de luz láser dentro de una cámara, donde las partículas en el aire dispersan la luz hacia un fotodiodo receptor. La cantidad y el patrón de luz dispersada permiten calcular con alta precisión la concentración de partículas en microgramos por metro cúbico, información fundamental para activar el sistema de filtrado en función de la contaminación detectada.



Figura 1: Sensor PMS5003: principio de dispersión láser para detección de partículas $\text{PM}_{2.5}$

La medición del dióxido de carbono (CO_2) se realiza con el sensor MH-Z19B (Figura 2), basado en tecnología de óxido metálico (MOX). Este sensor mide cambios en la conductividad eléctrica causados por la presencia de gases, proporcionando índices de calidad del aire interior en términos de VOC y dióxido de carbono equivalente (eCO_2).



Figura 2: Sensor MH-Z19B: medición de CO_2 mediante tecnología de óxido metálico

Complementariamente, el sensor MLX90614 (Figura 3) se utilizó para registrar la temperatura térmica.



Figura 3: Sensor MLX90614: detección de temperatura infrarroja sin contacto

Además, el sensor DHT22 (Figura 4) aporta información ambiental esencial, midiendo con alta precisión la temperatura, humedad relativa y presión barométrica a través de sensores capacitivos y piezoeléctricos. Estos datos son relevantes para entender las condiciones ambientales que afectan la calidad del aire y el funcionamiento óptimo del purificador.

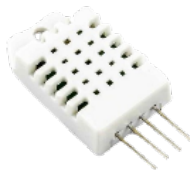


Figura 4: Sensor DHT22: medición de temperatura y humedad ambiental

En cuanto a la monitorización biométrica, Oxigenix incluye el sensor MAX30102 (Figura 5), que utiliza fotopletismografía para medir la saturación de oxígeno en sangre (SpO_2) y la frecuencia cardíaca. Este sensor combina LEDs rojo e infrarrojo con un fotodiodo que detecta la absorción variable de luz a través de la piel, reflejando los cambios en el volumen sanguíneo. Esta información permite evaluar el estado fisiológico del usuario y detectar posibles alertas de salud.

Finalmente, el MPU6050 (Figura 6), un sensor MEMS que integra un acelerómetro y giroscopio de tres ejes, proporciona datos sobre el movimiento y orientación del usuario. Esto permite ajustar el funcionamiento del purificador según la actividad, optimizando el consumo energético y la experiencia de uso.

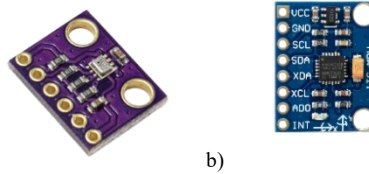


Figura 5: Sensores MPU6050 (acelerómetro-giroscopio) y MAX30102 (biométrico)

El microcontrolador ATmega328P (Figura 6) constituye el núcleo de procesamiento y control del sistema, encargado de la adquisición, procesamiento y gestión de señales provenientes de los diversos sensores ambientales y biométricos integrados. Basado en una arquitectura AVR de 8 bits RISC, el ATmega328P opera a una frecuencia máxima de 20 MHz, permitiendo un manejo eficiente de interrupciones y comunicación serial (UART, SPI, I2C), fundamentales para la sincronización y el control en tiempo real. Las señales analógicas provenientes de sensores como el PMS5003, MH-Z19B, MiCS-2614 y BME280 son convertidas a señales digitales mediante el ADC (convertidor analógico-digital) interno de 10 bits del microcontrolador, garantizando una resolución adecuada para la cuantificación precisa de las variables ambientales. Los sensores digitales, como el SGP30, MAX30102 y MPU6050, se comunican a través de protocolos I2C y UART, facilitando un flujo continuo de datos para su análisis.

El ATmega328P ejecuta algoritmos de procesamiento de señales y filtrado digital para validar y calibrar las lecturas, implementando técnicas de promedio móvil y detección de anomalías para asegurar la fidelidad de los datos. Con base en estos datos, el microcontrolador controla mediante señales PWM la velocidad del ventilador y activa el sistema de filtración según niveles preestablecidos de contaminación y parámetros biométricos. Asimismo, se implementan estrategias de control adaptativo que ajustan dinámicamente la operación del dispositivo en función del ambiente y el estado fisiológico del usuario, optimizando el consumo energético para prolongar la autonomía entre 10 y 14 horas. La gestión energética se complementa con el control de modos de suspensión y activación selectiva de sensores para reducir el consumo en condiciones de baja contaminación o inactividad.

La programación del sistema se desarrolla en lenguaje C/C++, utilizando un entorno de desarrollo integrado compatible con AVR, que permite el manejo eficiente de interrupciones, temporizadores y comunicaciones, así como la integración de rutinas de control en tiempo real. Este diseño asegura una respuesta rápida y confiable ante cambios en la calidad del aire o las condiciones del usuario.

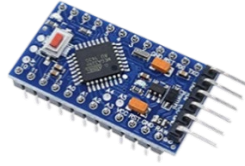


Figura 6: Microcontrolador ATmega328P: unidad central de procesamiento del sistema

La carcasa se fabricó mediante impresión 3D utilizando polímeros técnicos como PETG o ABS, seleccionados por su resistencia al impacto, estabilidad dimensional y tolerancia a la temperatura generada por los componentes internos (Figura 7).



Figura 7: Diseño 3D del dispositivo Oxigenix con sistema modular interno

Internamente, el dispositivo se estructura de forma modular, con compartimentos diferenciados para el sistema de filtración, la unidad de ventilación, la batería recargable de polímero de litio, la placa de control basada en ATmega328P, los sensores, y la interfaz de usuario. El sistema de flujo de aire consiste en una entrada inferior y una salida superior orientada hacia la zona de respiración. Un ventilador centrífugo silencioso mueve el aire a través de un sistema dual de filtros: HEPA para partículas y carbón activado para gases. La velocidad del ventilador es controlada mediante señal PWM.

Como parte de su interfaz de usuario, Oxigenix incorpora una pantalla OLED de 0.96 pulgadas, basada en el controlador SSD1306, comunicada mediante protocolo I2C. Esta pantalla permite mostrar información clave como:

- Índices de calidad del aire (PM2.5, VOC, eCO₂)
- Frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno del usuario
- Estado de carga de la batería
- Nivel de intensidad del ventilador
- Indicaciones de alerta (como mala calidad del aire o necesidad de recarga)

El uso de una pantalla OLED fue elegido por su bajo consumo energético, alto contraste y excelente visibilidad en condiciones de poca luz. Además, su integración fue posible sin comprometer el perfil delgado del dispositivo.

3.3 RESULTADOS EXPERIMENTALES

Debido a la naturaleza exploratoria del desarrollo, la metodología se orientó a la validación funcional básica más que a una caracterización experimental completa. En esta etapa, los

resultados obtenidos se limitaron a pruebas funcionales preliminares enfocadas en verificar la correcta operación de los sensores, el flujo de aire y la respuesta general del sistema.

El prototipo mostró un funcionamiento estable del microcontrolador ATmega328P, una lectura continua de los sensores ambientales y biométricos, así como una adecuada respuesta del ventilador bajo control PWM. El sistema de alimentación logró mantener una autonomía aproximada de entre 10 y 14 horas, cumpliendo con el objetivo de portabilidad planteado en el diseño.

Aunque no se cuenta con valores cuantitativos de eficiencia de filtrado ni comparaciones con dispositivos comerciales, las observaciones cualitativas indican que el flujo de aire a través del filtro HEPA y de carbón activado fue constante.

4. LIMITACIONES.

La interpretación de los resultados debe enmarcarse en el contexto de una validación funcional, cuyo objetivo principal fue verificar la integración y operatividad básica de los módulos del sistema Oxigenix.

El estudio no incluyó ensayos cuantitativos de eficiencia para evaluar la remoción de contaminantes específicos (PM_{2.5}, VOC, CO₂, O₃), ni mediciones biométricas validadas frente a equipos médicos certificados. Esta carencia impidió establecer métricas de rendimiento precisas, desviaciones estándar o porcentajes de remoción, los cuales son esenciales para una caracterización exhaustiva del sistema.

Las pruebas realizadas permitieron identificar posibles áreas de mejora, como la limitación del flujo de aire en condiciones de alta resistencia del filtro y la ausencia de calibración cruzada con sensores de referencia.

5. CONCLUSIONES.

El desarrollo de Oxigenix demostró la viabilidad de un sistema portátil de purificación de aire que combina monitoreo ambiental y biométrico en tiempo real. La integración de sensores de calidad del aire (PMS5003, MH-Z19B, SGP30, MiCS-2614, BME280) y de parámetros fisiológicos (MAX30102, MPU6050) en un diseño compacto y autónomo permitió validar el principio de funcionamiento del sistema bajo condiciones reales, asegurando una adquisición de datos estable. La monitorización de variables biométricas permitió ajustar dinámicamente la operación del ventilador, optimizando la eficiencia energética; sin embargo, el impacto fisiológico en el usuario requiere un análisis adicional. La caracterización del prototipo delimitó sus parámetros operativos ideales, identificando que su máximo rendimiento se alcanza en condiciones de contaminación moderada y observándose una saturación acelerada de los filtros ante concentraciones extremas de contaminantes. Para futuras investigaciones se propone realizar comparativas directas con purificadores comerciales y validar los sensores frente a instrumentación calibrada, así como incrementar el número de réplicas experimentales para robustecer las estimaciones de reproducibilidad y desviación estándar.

La propuesta tecnológica de Oxigenix representa un avance frente a soluciones convencionales como purificadores estáticos o mascarillas, al combinar portabilidad, autonomía de hasta 14 horas y capacidad de monitoreo en tiempo real. Estos resultados respaldan la relevancia del dispositivo como una alternativa innovadora para la protección personal frente a contaminantes urbanos.

6. REFERENCIAS

- [1]. World Health Organization, WHO global air quality guidelines: Particulate matter (PM_{2.5} and PM₁₀), ozone, nitrogen dioxide, sulfur dioxide and carbon monoxide, WHO, Geneva, 1–25 (2021). <https://www.who.int/publications/i/item/9789240034228>
- [2]. Zhang, Z., et al., “Effects of PM_{2.5} exposure and air temperature on risk of cardiovascular disease mortality: A meta-analysis,” *Environmental Health Perspectives*, vol. 133, no. 8, 2025. DOI: 10.1289/EHP11750874.
- [3]. Roy, R., & D’Angiulli, A., “Air pollution and neurological diseases, current state and future directions,” *Frontiers in Neuroscience*, vol. 18, 2024. DOI: 10.3389/fnins.2024.1351721
- [4]. U.S. Environmental Protection Agency (EPA), Integrated Science Assessment (ISA) for Particulate Matter, EPA/600/R-19/188, U.S. EPA, Research Triangle Park, NC, 1–500 (2019). <https://www.epa.gov/isa/integrated-science-assessment-isa-particulate-matter>
- [5]. I. Gutiérrez-Ávila, et al., “Daily exposure to PM_{2.5} and 1.5 million deaths: A time-stratified case-crossover analysis in the Mexico City Metropolitan Area,” *Environmental Health Perspectives*, vol. 131, no. 8, 2023. [Online]. Available: <https://doi.org/10.1289/EHP11750874>
- [6]. World Health Organization (WHO), “Ambient (outdoor) air quality and health,” 24-Oct-2024. [Online]. Available: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/ambient-%28outdoor%29-air-quality-and-health>
- [7]. Lillo-Ródenas, M. A., Cazorla-Amorós, D., and Linares-Solano, A., “Understanding chemical reactions between carbons and NaOH and KOH: an insight into the chemical activation mechanism,” *Carbon*, vol. 41, no. 2, pp. 267–275, 2003. [https://doi.org/10.1016/S0008-6223\(02\)00398-3](https://doi.org/10.1016/S0008-6223(02)00398-3)

LUNARIS: DISPOSITIVO DE MONITOREO Y SEGUIMIENTO DEL CICLO MENSTRUAL

Valeria Michelle Espinoza Quintanilla, Martin Javier Espinoza Quintanilla,
Vanessa Marlen Espinoza Quintanilla

Unidad Académica Multidisciplinaria Región Altiplano, UASLP, Matehuala, S. L. P.,
México

A385958@alumnos.uaslp.mx, a359650@alumnos.uaslp.mx, vane21marlen@gmail.com.

RESUMEN

En México, el 70% de las personas menstruantes no registra su ciclo, lo que complica la detección de irregularidades hormonales. El proyecto LUNARIS propone un dispositivo portátil que monitorea parámetros fisiológicos durante el ciclo menstrual, como temperatura basal, presión barométrica, calidad del sueño y cambios de cuello uterino. Utiliza sensores biométricos (BMP280 y MPU6050), cuyos datos son procesados en una app móvil creada en MIT App Inventor. La aplicación genera gráficos y alertas ante anomalías, promoviendo el autocuidado y el conocimiento sobre la salud menstrual de forma accesible, automatizada y no invasiva. La clasificación de estos parámetros, como las características del flujo vaginal y los cambios en el cuello uterino, se basó en los criterios estandarizados del método sintotérmico propuesto por Weschler.

Palabras clave: Salud menstrual, sensores biométricos, monitoreo fisiológico.

ABSTRACT

In Mexico, 70% of menstruating individuals do not track their menstrual cycle, making it difficult to detect early hormonal irregularities. The LUNARIS project presents a wearable device that monitors physiological parameters such as basal body temperature, barometric pressure, cervical movement, and sleep quality. It incorporates biometric sensors (BMP280 and MPU6050), with data processed through a mobile application developed in MIT App Inventor. The app generates personalized graphs and alerts for abnormal variations. This system promotes menstrual health awareness by offering an accessible, automated, and non-invasive monitoring solution. The classification of these parameters, such as the characteristics of vaginal discharge and changes in the cervix, is based on the standardized criteria of the symptothermal method proposed by Weschler.

Key words: Menstrual health, biometric sensors, physiological monitoring.

1. INTRODUCCIÓN

El ciclo menstrual, un proceso fisiológico complejo, implica fluctuaciones hormonales que pueden afectar diversas funciones del cuerpo, como cambios del cuello uterino, la calidad del

sueño, el flujo vaginal, la temperatura basal y la presión barométrica. De acuerdo con datos de la UNICEF, en México solo el 30% de las personas menstruantes lleva algún tipo de seguimiento de su ciclo menstrual, lo que dificulta la detección oportuna de desequilibrios hormonales o cambios en la salud reproductiva [1].

El proyecto LUNARIS propone el diseño de un dispositivo tecnológico accesible, que permite monitorizar de forma automática, no invasiva y personalizada diversos parámetros físicos relacionados con el ciclo menstrual para facilitar la comprensión de sus fases e identificar posibles alteraciones en la salud hormonal. El enfoque principal es validar la funcionalidad del prototipo y su metodología de recolección de datos.

El dispositivo se basa en el método sintotérmico, que utiliza señales corporales para identificar las distintas etapas del ciclo ovárico [2]. Para su implementación, se integraron sensores biométricos y se desarrolló una aplicación móvil que permite visualizar los datos mediante gráficas, facilitando así el monitoreo continuo y promoviendo el autocuidado de manera accesible, comprensible y práctica.

Para evaluar la funcionalidad y la capacidad de recolección de datos del sistema, se realizó una prueba piloto con una usuaria de 22 años durante un ciclo menstrual completo. La información recopilada permitió no solo evaluar la precisión de los sensores y la interfaz de la aplicación, sino también identificar correlaciones entre los parámetros fisiológicos monitoreados y las distintas fases del ciclo ovárico. Estos resultados preliminares respaldan el potencial del dispositivo como herramienta de apoyo en el seguimiento personalizado de la salud hormonal.

2. TEORÍA

El ciclo menstrual es un proceso biológico que se repite aproximadamente cada 28 días y se divide en cuatro fases principales: menstruación, fase folicular, ovulación y fase lútea. Cada una de estas fases tiene características fisiológicas únicas que se reflejan en cambios corporales que podemos observar y medir [5].

Durante la fase folicular, el cuerpo se prepara para la ovulación, y es normal que la temperatura basal se mantenga en niveles relativamente bajos. La ovulación es el momento en que se libera el óvulo, y en este punto, se pueden notar cambios en indicadores físicos como el flujo vaginal, que se vuelve más abundante y elástico, así como en la posición del cérvix, que suele estar más blando y abierto [5].

Después de la ovulación, entramos en la fase lútea, que se caracteriza por un aumento en la temperatura basal del cuerpo, generalmente entre 0.3 y 0.5 °C, debido a cambios hormonales. En esta etapa, también es común experimentar alteraciones en la calidad del sueño, como insomnio o un sueño más ligero, lo que puede afectar nuestro estado de ánimo y niveles de energía a lo largo del día [5].

El dispositivo se basa en el método sintotérmico que consiste en la observación y el registro sistemático de estas señales corporales para identificar las diferentes fases del ciclo menstrual.

Tradicionalmente, este método se lleva a cabo de forma manual, siguiendo diariamente la temperatura basal, las características del flujo vaginal y otros síntomas físicos [2]. La clasificación de los parámetros del flujo vaginal y los cambios en el cuello uterino, se basó en los criterios estandarizados del método sintotérmico propuesto por Weschler [6].

3. PARTE EXPERIMENTAL

El presente estudio se concibe como un estudio piloto o reporte de caso técnico cuyo objetivo principal es verificar la funcionalidad del dispositivo y la metodología de recolección de datos.

Para evaluar la funcionalidad del sistema propuesto, se llevó a cabo una prueba piloto durante un ciclo menstrual completo, con la participación voluntaria de una mujer de 22 años que presenta ciclos menstruales regulares y sin condiciones ginecológicas subyacentes. A lo largo de este periodo, se recopilaron registros diarios de los parámetros fisiológicos con el objetivo de analizar su variación en las distintas fases del ciclo menstrual. La participación fue respaldada mediante una carta de consentimiento informado, atendiendo a los principios éticos aplicables en proyectos de monitoreo personal.

Para el desarrollo del dispositivo (Figura 1) se integraron dos sensores principales: el BMP280, encargado de medir la temperatura basal y la presión barométrica [4], y el MPU6050, un sensor combinado de acelerómetro y giroscopio que permite registrar los movimientos corporales y analizar la calidad del sueño [3].



Figura 1. Prototipo del dispositivo

Estos sensores fueron ensamblados junto a un módulo Bluetooth, que permite la transmisión inalámbrica de los datos hacia una aplicación móvil creada en App Inventor (Figura 2). La app fue diseñada para organizar los registros, generar gráficos visuales y emitir alertas ante variaciones inusuales, permitiendo así un monitoreo claro y continuo del ciclo.

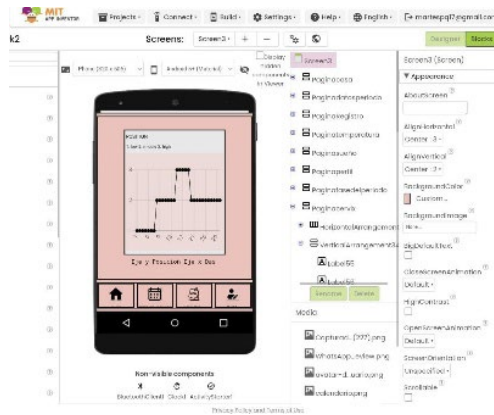


Figura 2. Programación de aplicación en App Inventor

3.1 RESULTADOS

Durante el mes de prueba, se recopilaron más de 30 registros diarios, mediante una combinación de captura automática y registro manual, lo que permitió observar la evolución de los parámetros fisiológicos según la etapa del ciclo. Estos resultados se graficaron desde la aplicación.

Cambio del cuello uterino (registro manual): El seguimiento mostró una variación cíclica en la posición del cérvix, clasificada en tres estados: 'low' (baja) durante la fase folicular, 'middle' (media) en la transición preovulatoria, 'high' (alta) durante la ventana fértil, donde también se percibió una textura más blanda y con mayor apertura, y finalmente descendiendo a 'middle' en la transición postovulatoria (Figura 3).

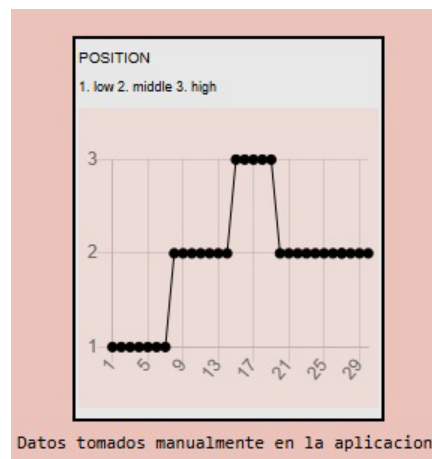


Figura 3. Gráfica de cambio de cuello uterino

Calidad del sueño (monitoreo automático): Los datos mostraron una variación en la duración del sueño a lo largo del ciclo, observándose un incremento durante el periodo ovulatorio (Figura 4). Este hallazgo inicial sugiere una posible relación entre el estado hormonal y los patrones de sueño, aunque se requiere un tamaño de muestra mayor para establecer un patrón consistente.

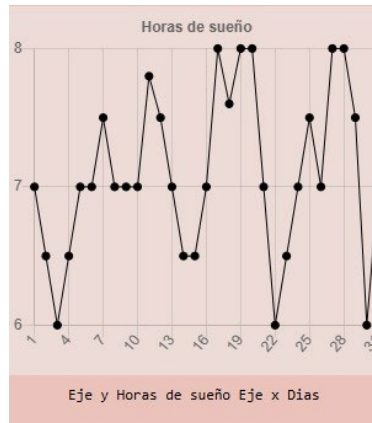


Figura 4 Gráfica de calidad de sueño

Flujo vaginal (registro manual): El flujo también cambió a lo largo del ciclo. En la ovulación se volvió más elástico y transparente, mientras que en otras fases era más espeso y blanco. Esta variación coincidió con el pico de fertilidad (Figura 5).

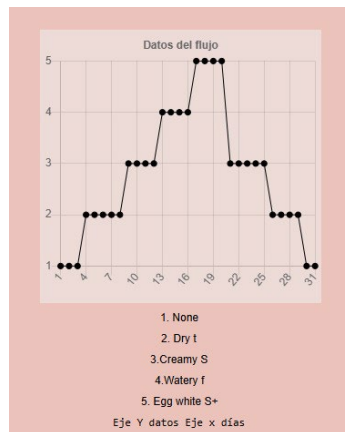


Figura 5. Gráfica de flujo vaginal

Temperatura basal (monitoreo automático): Al inicio del ciclo, la temperatura se mantuvo por debajo de 36.4 °C (fase folicular), y aumentó después de la ovulación, manteniéndose por encima de ese valor durante la fase lútea. Esta elevación se relaciona con la acción de la progesterona y permite marcar el fin del periodo fértil (Figura 6).

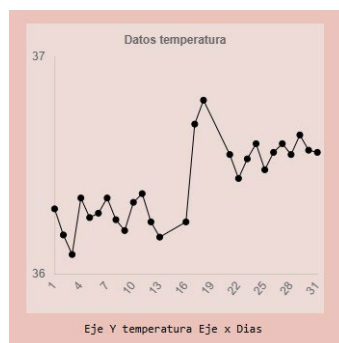


Figura 6. Gráfica de temperatura basal

Presión barométrica (monitoreo automático): Se detectaron pequeñas variaciones. Durante la ovulación, por ejemplo, hubo un ligero aumento, posiblemente vinculado a cambios metabólicos (Figura 7).

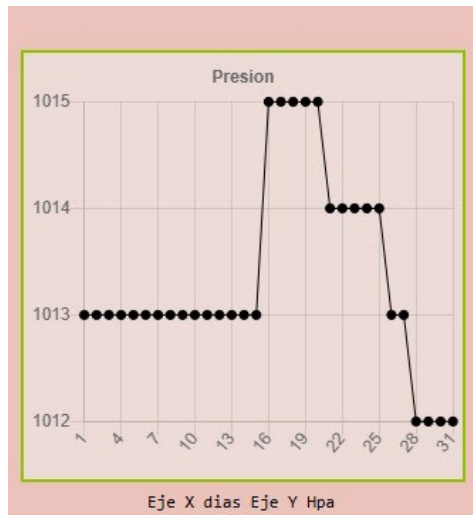


Figura 7. Gráfica de presión barométrica

3.2 ANÁLISIS DE RESULTADOS

Los datos que se recolectaron mostraron patrones que corresponden con las diferentes fases del ciclo menstrual. La temperatura basal resultó ser el parámetro más constante: durante la fase folicular, se mantuvo por debajo de 36.4°C , y después de la ovulación, subió y se mantuvo alta. Este cambio se alinea con el aumento de progesterona, lo que ayuda a identificar claramente el final del periodo fértil, convirtiéndose en uno de los indicadores más útiles para el seguimiento del ciclo.

El flujo vaginal también demostró ser un buen indicador. Durante la ovulación, se volvió más elástico, abundante y transparente, marcando el pico de fertilidad. En los días no fértiles, se presentó más espeso y blanco. Esta variación facilita el reconocimiento de los días con mayor probabilidad de embarazo.

El cambio de cuello uterino mostró cambios evidentes, el cérvix estaba más abierto y blando durante la ovulación, y más cerrado y firme en el resto del ciclo.

En cuanto a la calidad del sueño se mostró una variación asociada al ciclo menstrual, registrándose una mayor duración durante el periodo ovulatorio y una disminución en las horas de sueño en las otras fases del ciclo. Aunque este factor no afecta directamente al ciclo, sí influye en el bienestar general, el estado de ánimo y la concentración, no obstante, esta relación requiere verificación con una muestra más amplia.

Respecto a la presión barométrica, no se encontró una relación directa con el ciclo menstrual, aunque se registraron ligeros aumentos durante la ovulación.

4. DISCUSIÓN Y LIMITACIONES

Los resultados obtenidos en este estudio de caso único se correlacionan con la fisiología menstrual esperada, no obstante, es importante reconocer sus limitaciones. El tamaño de la muestra (N=1) impide generalizar los hallazgos. Futuras investigaciones requerirán la inclusión de un mayor número de participantes con ciclos regulares e irregulares para validar estadísticamente la efectividad del dispositivo LUNARIS y explorar la variabilidad interindividual. Si bien se obtuvieron datos que se pueden comprobar con la literatura, se necesita un número mayor de pruebas para probar o descartar la idea.

5. CONCLUSIÓN

LUNARIS es un avance significativo en el monitoreo automático del ciclo menstrual usando una tecnología sencilla y no invasiva. El sistema demostró ser una herramienta funcional para el seguimiento personalizado del ciclo menstrual, facilitando la identificación de irregularidades fisiológicas de manera accesible y continua.

Además, la integración exitosa de múltiples sensores biométricos en una plataforma portátil establece un precedente para el desarrollo de dispositivos de salud personalizados, donde la correlación de datos en tiempo real permite no solo el seguimiento del ciclo, sino la detección de desviaciones que podrían indicar condiciones subyacentes, abriendo así nuevas fronteras en la medicina preventiva aplicada a la salud hormonal femenina.

Como línea de investigación futura, se propone la realización de estudios con un número significativamente mayor de mujeres para validar la precisión de LUNARIS en la identificación de las fases del ciclo ovárico y su utilidad clínica.

6. REFERENCIAS.

- [1]. Fondo de las Naciones Unidas para la Infancia (UNICEF). (2021). Primera encuesta nacional de gestión menstrual en México. <https://www.unicef.org/mexico/media/7576/file/Primera%20encuesta%20nacional%20de%20gesti%C3%B3n%20menstrual%20en%20M%C3%A9xico.pdf>
- [2]. Mundo Copas Menstruales. (s.f.). Método sintotérmico para la fertilidad. Recuperado en enero de 2025, de <https://mundocopasmenstruales.com/metodo-sintotermico-fertilidad/>
- [3]. Naylamp Mechatronics. (s.f.). Tutorial MPU6050: Acelerómetro y giroscopio. Recuperado en enero de 2025, de https://naylampmechatronics.com/blog/45_tutorial-mpu6050-acelerometro-y-giroscopio.html
- [4]. Prometec. (s.f.). Sensor de presión y temperatura BMP280. Recuperado en enero de 2025, de <https://www.prometec.net/sensor-de-presion-y-temperatura-bmp280/>
- [5]. Reproducción Asistida ORG. (s.f.). Fases del ciclo menstrual. Recuperado en enero de 2025, de <https://www.reproduccionasistida.org/fases-del-ciclo-menstrual/>

- [6]. Weschler, T. (2002). Toma el control de tu fertilidad: La guía definitiva para el control natural de la natalidad, lograr el embarazo y la salud ginecológica. HarperCollins.

MODELADO MATEMÁTICO Y SIMULACIÓN COMPUTACIONAL DE LOS EFECTOS DE LA LLLT EN LA PROLIFERACIÓN DE OSTEÓBLASTOS

Brenda Lizbeth Arroyo-Reyes^a, Ricardo Agustín-Serrano^b, Plácido Zaca-Morán^c, Fabián Galindo-Ramírez^a, Marco A. Morales^d

^aInstituto de Fisiología, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla C.P. 72570, México. brenda.arroyore@alumno.buap.mx

^bFacultad de Ciencias Físico Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla C.P. 72570, México. ricardo.agustin@correo.buap.mx

^cInstituto de Ciencias, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla C.P. 72050, México. placido.zaca@correo.buap.mx

^dFacultad de Ingeniería Química, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla C.P. 72570, México. fabian.galindo@correo.buap.mx

RESUMEN

La terapia láser de bajo nivel (LLLT, Low-Level Laser Therapy) ha mostrado efectos biomoduladores sobre diversos tipos de células, incluidos los osteoblastos, lo que se establece como un coadyuvante en los procesos de reparación del tejido óseo. Sin embargo, los mecanismos moleculares y biofísicos que regulan su acción permanecen parcialmente comprendidos, particularmente en contextos de regeneración ósea. En el presente estudio se evaluó la respuesta proliferativa de osteoblastos murinos en cultivo tras la aplicación de LLLT con una densidad de energía de 10 J/cm² por sesión, administrada en tres exposiciones intermitentes (dosis total: 30 J/cm²) a intervalos de 24, 48 y 96 h.

Los resultados experimentales mostraron un incremento en la proliferación celular, indica la activación de rutas asociadas a la regeneración ósea y la modulación del metabolismo en osteoblastos. Con base en estos resultados, se desarrolló un modelo matemático tipo Gray-Scott que incorpora la dinámica de señalización inducida por LLLT, proporcionando un marco teórico para la descripción y optimización de su efecto biológico. En conjunto, los resultados obtenidos indican que la LLLT constituye una alternativa terapéutica no invasiva con capacidad para favorecer la reparación y regeneración del tejido óseo.

Palabras clave: LLLT, láser, remodelación ósea, modelo - Gray-Scott, migración celular

ABSTRACT

Low-level laser therapy (LLLT) has shown biomodulatory effects on various cell types, including osteoblasts, establishing itself as a coadjuvant in bone tissue repair processes. However, the molecular and biophysical mechanisms that regulate its action remain partially understood, particularly in bone regeneration contexts. In this study, the proliferative response of murine osteoblasts in culture was evaluated after LLLT application with an

energy density of 10 J/cm² per session, administered in three intermittent exposures (total dose: 30 J/cm²) at intervals of 24, 48, and 96 h.

The experimental results showed an increase in cell proliferation, indicating the activation of pathways associated with bone regeneration and the modulation of osteoblastic metabolism. Based on these results, a Gray–Scott-type mathematical model was developed, incorporating the signaling dynamics induced by LLLT and providing a theoretical framework for describing and optimizing its biological effect. Overall, the results obtained indicate that LLLT constitutes a noninvasive therapeutic alternative with the potential to promote bone tissue repair and regeneration.

Keywords: LLLT, laser, bone remodeling, Gray-Scott model, cellular migration

1 INTRODUCCIÓN

Los fenómenos biológicos complejos, como la proliferación celular, pueden describirse mediante modelos matemáticos de reacción-difusión. Entre ellos destaca el sistema de Gray–Scott [1, 2], el cual describe patrones espacio-temporales derivados de mecanismos de autoactivación y retroalimentación inhibitoria.

Particularmente, la modelación matemática de la proliferación de osteoblastos permite evaluar los efectos de terapias no invasivas como la terapia láser de baja intensidad (LLLT), basada en fotobiomodulación que induce respuestas celulares sin generar aumento térmico en los tejidos tratados [3].

Las longitudes de onda empleadas en las terapias de LLLT abarcan el rango de 600 a 1100 nm, con potencias de salida entre 1 y 500 mW y densidades de energía de 0.1 a 100 J/cm². Estas condiciones promueven de manera dependiente de la dosis y el tiempo de exposición la proliferación celular, la síntesis de ATP, la diferenciación osteoblástica y la migración celular. Dichos efectos se atribuyen a la estimulación de la actividad mitocondrial y a la inducción de la diferenciación de osteoblastos, sin comprometer la viabilidad celular [4-6].

La implementación de modelos de tipo reacción-difusión, como el sistema de Gray–Scott, permite simular dinámicas colectivas de poblaciones celulares bajo estímulos externos, integrando la difusión espacial de señales bioquímicas con las interacciones locales entre células [1]. Estos modelos ofrecen un marco teórico para evaluar, mediante simulación computacional, cómo los parámetros físicos de la LLLT (energía, tiempo o frecuencia de irradiación) influyen en la densidad de osteoblastos, guiando el diseño de estrategias terapéuticas para la regeneración ósea.

El presente estudio tiene como objetivo evaluar el efecto de la terapia laser de bajo nivel (LLLT) sobre la proliferación de osteoblastos murinos en cultivo, y desarrollar un modelo matemático fundamentado en la dinámica de Gray–Scott que describa e interprete los efectos inducidos en la proliferación celular inducida por la irradiación. Este enfoque busca establecer un marco teórico que contribuya a la optimización de la aplicación de la LLLT en los procesos de regeneración del tejido óseo.

2. METODOLOGÍA

2.1 Proliferación celular

El efecto de la LLLT sobre la capacidad proliferativa celular se evaluó mediante un ensayo *in vitro* con osteoblastos murinos cultivados bajo condiciones controladas. Las células se mantuvieron en medio de cultivo Dulbecco's Modified Eagle Medium (DMEM) con alta concentración de glucosa, suplementado con ácido ascórbico (50 µg/mL) y suero fetal bovino (SFB) al 0.2 %, condiciones que favorecen la viabilidad y la actividad osteoblástica. Las células se mantuvieron incubadas a una temperatura de 37°C, en una atmosfera controlada de 5% de CO₂.

Las células fueron sembradas en placas de cultivo de 96 pocillos, con una densidad de 2,500 células por pozo en un volumen final de 200 µL de medio de cultivo. Los ensayos incluyeron dos grupos experimentales: un grupo control sin tratamiento y otro irradiado con LLLT.

La Figura 1 presenta el diagrama experimental correspondiente a la aplicación de la terapia LLLT en cultivos de osteoblastos murinos, junto con el esquema de las variables empleadas en el modelo matemático utilizado para la simulación. El grupo experimental fue sometido a tres sesiones de irradiación láser, cada una con una exposición continua de 300 s. La emisión fue conducida mediante un colimador de fibra óptica que dirigió el haz hacia las muestras celulares, mientras que un medidor de potencia calibrado permitió monitorear de manera continua la intensidad de salida, garantizando que la dosis administrada se mantuviera constante a lo largo de todo el protocolo (Figura 1a).

La LLLT se realizó con un láser infrarrojo de 970 nm (modelo BWF-970-450E/55373, B&W Tek, Inc., EE. UU.), con una potencia de salida de 7.58 mW. La densidad de energía aplicada fue de 10 J/cm² por sesión sobre un área de 0.22 cm², con un tiempo de exposición de 300 s por sesión, alcanzando una dosis total acumulada de 30 J/cm² al finalizar el tratamiento. La proliferación celular se evaluó a las 24, 48 y 96 horas posteriores a irradiación.

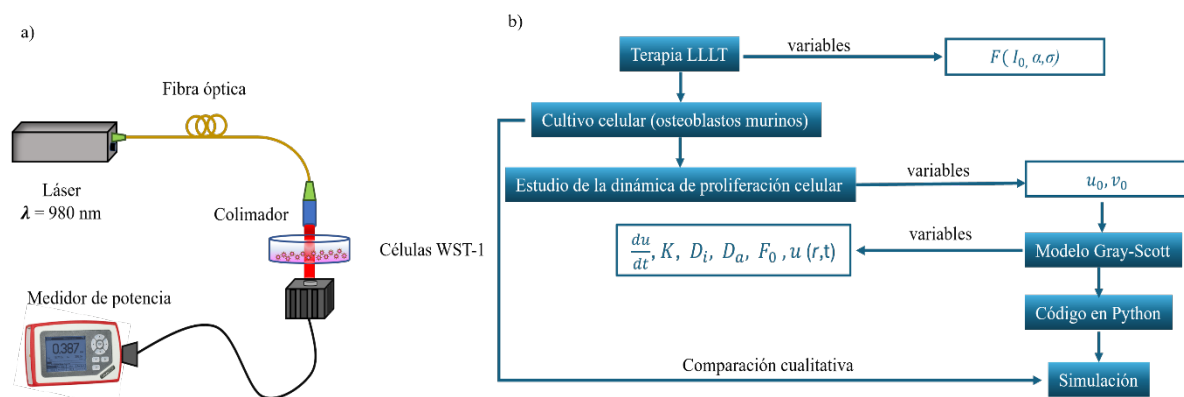


Figura 1. Diagrama experimental a) de la LLLT utilizando un láser de 970 nm sobre cultivos de osteoblastos murinos. b) del modelo matemático propuesto para describir la proliferación osteoblástica bajo terapia LLLT

La cuantificación de la proliferación celular se realizó mediante el ensayo WST-1 (WST-1 Cell Proliferation Assay Kit, 12352200; Roche, Alemania), siguiendo las instrucciones del fabricante. La absorbancia resultante, proporcional a la actividad metabólica de las células viables, fue medida por espectrofotometría utilizando un lector de microplacas ELISA (Filter Max F5, Molecular Devices). Cada grupo experimental se realizó por triplicado, y cada condición fue analizada en tres réplicas independientes.

2.2 Modelo matemático

El modelo matemático bidimensional de reacción-difusión se desarrolló a partir del sistema de Gray-Scott para simular la dinámica de proliferación de osteoblastos estimulados por LLLT (Ver Figura 1b). El modelo considera la interacción entre una especie activadora, asociada a la proliferación celular, y una inhibidora, acopladas mediante difusión espacial. La ecuación diferencial se modificó para incluir una fuente espacial gaussiana que representa el estímulo láser aplicado sobre una región del cultivo (0.22 cm²), afectando los parámetros cinéticos de alimentación y eliminación.

El análisis del impacto de la LLLT sobre la dinámica de proliferación de osteoblastos murinos se implementó mediante una modificación del modelo de Gray-Scott que incorpora una fuente espaciotemporal de energía para representar la irradiancia. Este estímulo se modeló como un término gaussiano, siguiendo el enfoque propuesto por Yoon et al. [7] con el objetivo de capturar la distribución espacial y temporal del láser sobre el cultivo celular. Los parámetros empleados en la simulación se definen en la ecuación (1):

$$F(I_0, \alpha, \sigma) = I_0 \alpha e^{\left(-\alpha z - \frac{r^2}{2\sigma^2}\right)} + F_0, \quad (1)$$

donde la tasa de alimentación $F_0=0.02$, la intensidad láser $I_0=0.005$ desviación estándar espacial del estímulo $\sigma=0.005$, el factor de atenuación $\alpha = 1 \times 10^{-8}$ y r es la distribución espacial radial.

La adaptación del modelo permite representar la distribución del estímulo inducido por el láser en el tejido, considerando su dispersión espacial y su aplicación intermitente en el tiempo. Esta modificación ajusta los parámetros de alimentación F y eliminación K en el sistema de Gray-Scott. Las ecuaciones (2) y (3) que describen la dinámica de las concentraciones de dos especies reactivas representadas por u (asociada a la densidad celular de osteoblastos) y v (factor inhibidor), considerando términos de difusión D_u , interacción no lineal uv^2 , alimentación de irradiación F y eliminación K fueron basadas en el trabajo publicado de Pearson et al. [8]. Y constituyen la base del sistema de reacción-difusión (activador – inhibidor):

$$\frac{du}{dt} = D_u \nabla^2 u - uv^2 + F(1 - u) + \beta F(I_0, \alpha, \sigma), \quad (2)$$

$$\frac{dv}{dt} = D_v \nabla^2 v + uv^2 - (F + K)v, \quad (3)$$

La inclusión del término F definido en la ecuación (1), permite representar el estímulo biofísico generado por la irradiación, produciendo una modulación local de los valores basales F_0 . Este estímulo externo, aplicado de forma cíclica en los tiempos experimentales (24, 48 y 96 h), se dimensiona mediante el coeficiente de conversión β , el cual traduce la energía óptica en una perturbación externa sobre el sistema. Esta formulación permite reproducir la influencia intermitente y periódica del láser y facilita la extrapolación de los resultados numéricos hacia condiciones biológicas.

Las ecuaciones (2) y (3) conforman un sistema extendido que permite analizar la evolución espacio-temporal de la proliferación de osteoblastos murinos bajo la influencia de pulsos periódicos de LLLT. En la simulación se utilizaron los siguientes parámetros iniciales: tasa de alimentación $F_0 = 0.02$, tasa de eliminación $K = 0.06$, coeficiente de difusión del activador $D_a = 2 \times 10^{-5}$ y del inhibidor $D_i = D_a/2$. La intensidad del láser fue $I_0 = 0.005$, con desviación estándar espacial $\sigma = 0.05$ y factor de atenuación $\alpha = 1 \times 10^{-8}$. Las concentraciones iniciales se fijaron en $u_0 = 1$ para los osteoblastos y $v_0 = 0$ para el componente inhibidor, con una condición aleatoria localizada definida por $u_{0l} = 0.5$ y $v_{0l} = 0.25$, estos valores se basan en los puntos fijos del modelo Gray-Scott.

La simulación se ejecutó con discretización por diferencia finita para la difusión, y el método de Euler para la derivada temporal, desde $t_0 = 0$ hasta $t_f = 10000$ con paso $\Delta t = 0.5$, utilizando una malla espacial de $l = 128$ puntos (espaciado $h = 2.5/l$). Con esta configuración, se analizó la respuesta proliferativa de los osteoblastos a la estimulación de irradiación intermitente y periódica, considerando una distribución inicial homogénea en todo el dominio.

3. RESULTADOS

Figura 2 muestra los resultados obtenidos mediante la simulación del modelo Gray-Scott en 2D, donde se observan patrones de reacción-difusión que representan la evolución de la densidad de osteoblastos. La variable activadora u genera manchas localizadas de alta concentración (colores cálidos) rodeadas por regiones de baja concentración (colores fríos). Las áreas rojas indican focos de elevada densidad celular, mientras que las zonas azules corresponden a equilibrio o baja actividad proliferativa. Estos patrones se modifican al introducir una fuente localizada que simula la irradiación LLLT: la variable u alcanza su máximo en la región estimulada y disminuye gradualmente con la distancia, generando un patrón concéntrico y una ruptura de simetría en el sistema. Este comportamiento refleja un aumento local de la densidad de osteoblastos, coherente con las observaciones experimentales cerca del área irradiada, y reproduce cualitativamente el efecto de bioestimulación inducido por la LLLT.

Los resultados experimentales y las simulaciones muestran una correspondencia cualitativa en las tres sesiones analizadas. En la primera, tanto el grupo control como el irradiado con LLLT presentan baja densidad celular y escasa confluencia, reflejada en el modelo como una distribución homogénea con pocas regiones activadas. En la segunda sesión se observa un incremento moderado en la proliferación de osteoblastos en ambos grupos, más notable bajo

LLLT, donde las células presentan una morfología más activa y orientada; el modelo reproduce este comportamiento mediante un aumento de manchas naranjas concentradas alrededor del centro de la fuente simulada. En la tercera sesión, la diferencia entre condiciones se intensifica: el grupo control muestra una proliferación sostenida, mientras que la irradiación LLLT genera una alta confluencia celular y una distribución densa y uniforme. De manera concordante, la simulación presenta una activación casi completa del dominio, indicando un crecimiento expansivo de la población inducido por la fuente luminosa. Los resultados experimentales muestran que la LLLT favorece la proliferación de osteoblastos en comparación con el control en todos los tiempos evaluados, sin evidencias de citotoxicidad. A nivel computacional, la inclusión de una fuente localizada en el modelo Gray-Scott permite simular un estímulo espacial que reproduce el aumento localizado y progresivo de la densidad celular, con propagación hacia regiones periféricas.

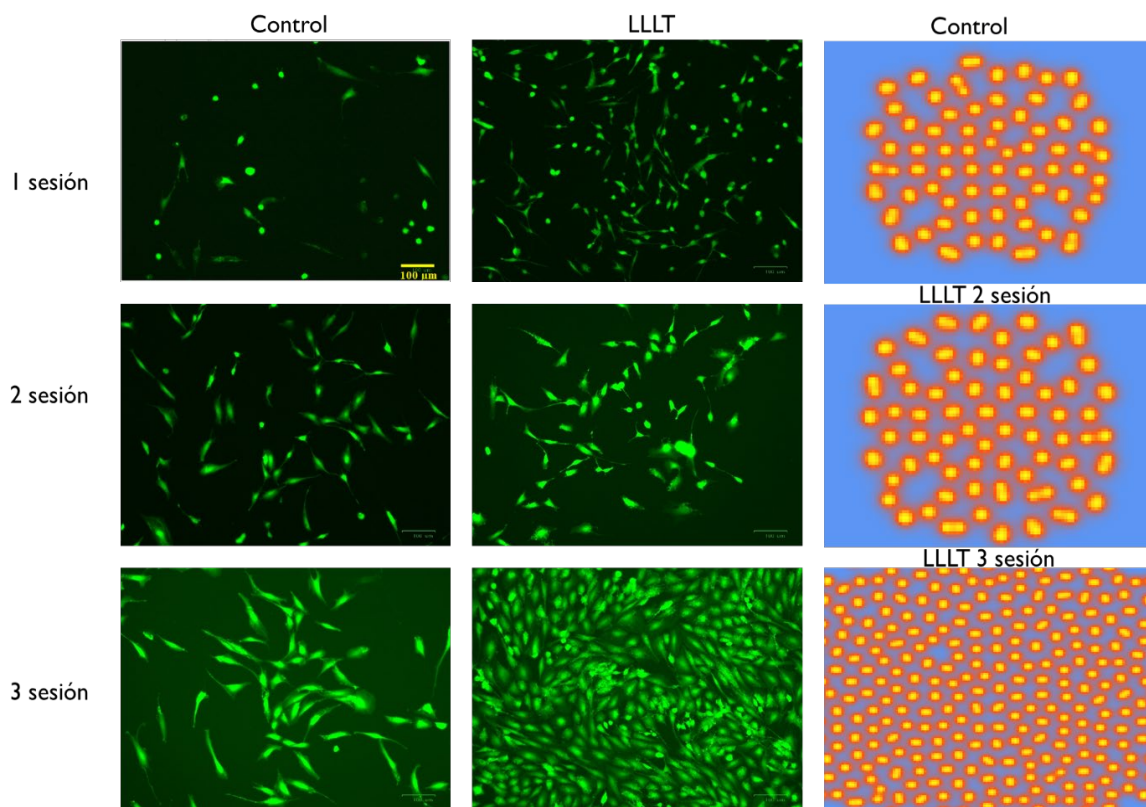


Figura 2. Micrografías de fluorescencia y simulaciones computacionales de cultivos de osteoblastos. Escala 100µm

La Figura 3 muestra los resultados experimentales de la proliferación celular obtenidos bajo dos condiciones, control y LLLT, evaluadas a las 24, 48 y 96 horas, así como los resultados de la simulación que describen la relación entre la función de frecuencia relativa y la escala temporal simulada para distintos tiempos de activación del estímulo LLLT. La Figura 3a muestra la evolución del número de células en función del tiempo (24, 48 y 96 horas) para las condiciones experimentales control y LLLT. El grupo tratado con LLLT (línea roja) presenta un incremento progresivo en el número de osteoblastos a lo largo del periodo de observación, reflejando que la irradiancia láser favorece la proliferación celular conforme avanza el tiempo. En contraste, el grupo control (línea negra) mantiene valores relativamente

constantes, sin cambios apreciables entre las mediciones. Esta diferencia entre ambos grupos confirma la influencia positiva de la estimulación lumínica en los procesos de división y crecimiento celular.

En el modelo matemático (Ver Figura 3b), la variable u representa la concentración relativa de osteoblastos, mientras que la variable v podría interpretarse como un recurso limitante o un factor regulador de la proliferación. La curva simulada de la concentración relativa de osteoblastos (“ u ”) presenta una tendencia crecientemente positiva a lo largo del tiempo, al igual que los datos experimentales del número de células con LLLT.

El análisis de la simulación muestra pequeñas inflexiones en la pendiente de la curva inmediatamente después de cada pulso de LLLT (a las 24, 48 y 96 h). Estas variaciones reflejan una aceleración momentánea de la tasa de crecimiento de “ u ” en respuesta al estímulo de irradiancia. En el modelo, cada pulso aumenta término de alimentación (F) o reduce la degradación (K), lo que se refleja en un ascenso más pronunciado posterior al estímulo. Este comportamiento es coherente con el patrón experimental, donde cada aplicación de LLLT genera un pico relativo de proliferación celular.

En conjunto, ambas graficas evidencian un crecimiento acumulativo tras cada sesión de irradiación, lo que demuestra un efecto fotobiomodulador de la LLLT. Este resultado concuerda con estudios previos, que reportan que la irradiación con láser de bajo nivel potencia la proliferación osteoblástica en cultivos celulares [9].

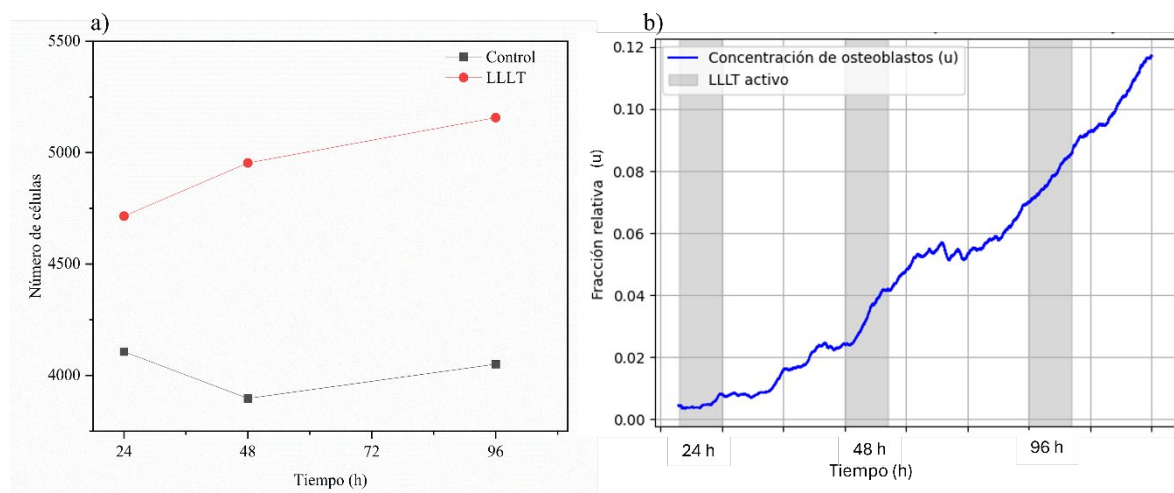


Figura 3. Comparación entre los resultados simulados y experimentales del efecto de la terapia LLLT sobre la proliferación osteoblástica. (a) Resultados experimentales del número de células cultivadas con y sin LLLT, mostrando una tendencia creciente en la condición irradiada, coherente con el comportamiento simulado. (b) Evolución temporal de la fracción relativa simulada de osteoblastos (u) bajo pulsos discretos de irradiación LLLT (zonas grises). Se observa un incremento sostenido asociado a los periodos de estimulación

La forma general de la curva simulada (una pendiente ascendente tras las aplicaciones de LLLT) es cualitativamente coherente con el incremento observado experimentalmente, indicando que el modelo reproduce adecuadamente la dirección del efecto estimulante sobre el crecimiento celular. Estudios de modelado de tejidos y hueso han mostrado resultados análogos: modelos reacción-difusión en el crecimiento óseo han producido distribuciones

celulares similares a las fisiológicas reales [10]. No obstante, el modelo propuesto carece de detalles biológicos específicos (p. ej., etapas del ciclo celular, secreción de factores de crecimiento), por lo que la magnitud exacta de la simulación puede diferir de los valores experimentales absolutos. En términos cualitativos, ambos sistemas (modelo y experimento) evidencian que la terapia LLLT incrementa la tasa de crecimiento celular, y esta coincidencia concordancia básica respalda la validez conceptual del modelo como representación esquemática coherente del fenómeno observado [2, 9].

4. CONCLUSIONES

En este trabajo se combinaron observaciones experimentales y modelación matemática para analizar el efecto proliferativo de la LLLT sobre osteoblastos murinos en cultivo. Las simulaciones del modelo de reacción-difusión de Gray-Scott modificado y los resultados *in vitro* mostraron una correspondencia cualitativa entre la estimulación láser y el aumento en la densidad celular. La inclusión de una fuente espacial gaussiana permitió reproducir patrones espacio-temporales asociados con la proliferación inducida por LLLT, demostrando la capacidad del modelo para representar el efecto estimulador. El análisis conjunto de micrografías y curvas de proliferación mostro que la LLLT promueve un crecimiento celular superior al del control, sin indicios de citotoxicidad. En conjunto, los resultados destacan el potencial de la simulación computacional como herramienta para optimizar protocolos de estimulación luminosa en procesos de regeneración ósea.

5. REFERENCIAS

- [1]. Hao, W. and C.J.J.o.m.b. Xue, *Spatial pattern formation in reaction–diffusion models: a computational approach*. 2020. **80**(1): p. 521-543. doi.org/10.1007/s00285-019-01462-0
- [2]. Landge, A.N., et al., *Pattern formation mechanisms of self-organizing reaction-diffusion systems*. 2020. **460**(1): p. 2-11. doi.org/10.1016/j.ydbio.2019.10.031
- [3]. Glass, G.E.J.J.o.P., Reconstructive and A. Surgery, *Photobiomodulation: A review of the molecular evidence for low level light therapy*. 2021. **74**(5): p. 1050-1060. doi.org/10.1016/j.bjps.2020.12.059
- [4]. Crous, A. and H. Abrahamse, *The signalling effects of photobiomodulation on osteoblast proliferation, maturation and differentiation: a review*. Stem Cell Reviews and Reports, 2021: p. 1-20. doi.org/10.1007/s12015-021-10142-w
- [5]. Garzón, J., et al., *Response of osteoblastic cells to low-level laser treatment: a systematic review*. 2022. **37**(8): p. 3031-3049. doi.org/10.1007/s10103-022-03587-z
- [6]. Bai, J., et al., *Low level laser therapy promotes bone regeneration by coupling angiogenesis and osteogenesis*. 2021. **12**(1): p. 432. doi.org/10.1186/s13287-021-02493-5
- [7]. Yoon, J.-H., J.-W. Park, and J.-I.J.J.o.K.P.T. Youn, *Numerical Analysis of the Wavelength Dependence in Low Level Laser Therapy (LLLT) Using a Finite Element Method*. 2010. **22**(6): p. 77-84.

- [8]. Pearson, J.E.J.S., *Complex patterns in a simple system*. 1993. **261**(5118): p. 189-192. [doi: 10.1126/science.261.5118.189](https://doi.org/10.1126/science.261.5118.189)
- [9]. Wang, L., et al., *The effect of low-level laser irradiation on the proliferation, osteogenesis, inflammatory reaction, and oxidative stress of human periodontal ligament stem cells under inflammatory conditions*. 2022. **37**(9): p. 3591-3599. doi.org/10.1007/s10103-022-03638-5
- [10]. Buenzli, P.R., et al., *Cell proliferation and migration explain pore bridging dynamics in 3D printed scaffolds of different pore size*. 2020. **114**: p. 285-295. doi.org/10.1016/j.actbio.2020.07.010

IMPACTO DEL PET/CT CON 18F-FDG EN LA ESTADIFICACIÓN DEL CÁNCER DE MAMA: ESTUDIO RETROSPECTIVO EN LA UNIDAD PET/CT DE LA UNAM

Sofía V. Velázquez, Yazmín Sánchez, Miguel. A. Olarte

Facultad de Medicina: Unidad de PET/CT UNAM, Méx,
vanessa.vj.13.20@gmail.com, yazmin119503@gmail.com, maolarte@unam.mx

RESUMEN

El cáncer de mama es la principal causa de muerte por cáncer en mujeres en México. La estadificación precisa es crucial para elegir el tratamiento adecuado. El PET/CT con 18F-FDG se ha consolidado como una herramienta avanzada para evaluar la extensión de la enfermedad, debido a la capacidad de detectar metástasis que no se observan en estudios convencionales, permite la reclasificación del estadio clínico posterior al estudio, lo que tiene un impacto significativo en las decisiones terapéuticas.

Palabras claves: PET/CT, cáncer de mama, estadificación.

ABSTRACT

Breast cancer is the leading cause of cancer-related mortality among women in Mexico. Precise staging is essential for determining the most appropriate treatment strategy. 18F-FDG PET/CT has emerged as a sophisticated imaging modality for evaluating disease extent, owing to its ability to identify metastases undetectable by conventional imaging. This capability enables reclassification of the clinical stage following the scan, exerting a substantial influence on therapeutic decision-making.

Key words: PET/CT, breast cancer, staging.

1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años, la tomografía computarizada por emisión de positrones (PET/TC) con flúor-18-fluorodeoxiglucosa (18F-FDG) ha adquirido un papel cada vez mayor en la estadificación pretratamiento del cáncer de mama. [1]

Dado el impacto que tiene esta herramienta en la toma de decisiones clínicas, este estudio evaluó el impacto del PET/CT con 18F-FDG en la estadificación del cáncer de mama, enfocándose en los subtipos moleculares e histológicos agresivos, con el fin de determinar su influencia en la planificación del tratamiento. Existen diversas opciones de tratamiento (cirugía, radioterapia, quimioterapia, terapia dirigida y hormonoterapia). Sin embargo, para aplicar el tratamiento óptimo, es necesario conocer las características biológicas del tumor y

la estadificación precisa de la enfermedad. En particular, debe evaluarse la presencia o ausencia de metástasis a distancia. [1]

La detección de metástasis previamente no sospechadas tiene un impacto clínico significativo, ya que puede llevar a una sobreestadificación del paciente al estadio IV. Esto implica un cambio importante en el enfoque terapéutico, pasando de una estrategia con intención curativa. [2]

A pesar de los datos crecientes sobre la utilidad de la PET-CT en la estadificación del cáncer de mama, las directrices actuales no respaldan el uso rutinario de esta herramienta diagnóstica. En las directrices actuales de la National Comprehensive Cancer Network, se recomienda la PET-CT como una opción después de la TC y la gammagrafía ósea en pacientes con cáncer de mama en estadios IIA-IIIC. [2, 3]

2. TEORÍA

El PET/CT permite una modificación significativa de la estadificación y el tratamiento en pacientes con cáncer de mama de reciente diagnóstico [4]. Las imágenes sistémicas están indicadas para pacientes con síntomas sospechosos o anomalías de laboratorio y para aquellos con cáncer de mama inflamatorio, localmente avanzado y en estadio III. Las opciones de diagnóstico por imágenes incluyen CT (tomografía computarizada), RM (resonancia magnética), gammagrafía ósea y PET/TC con FDG. [5]

3. METODOLOGÍA

Se realizó un análisis retrospectivo de imágenes diagnósticas en la Unidad PET/CT de la UNAM entre octubre de 2024 y marzo de 2025. Se recabaron los datos demográficos, variables clínicas, histología y estadio clínico antes y después del PET/CT. Se consideró el estadio previo al PET/CT mediante el historial clínico del médico tratante y de estudios de imagen, si es que contaban con ellos (USG, mastografía, CT). Se incluyeron pacientes con diagnóstico confirmado de cáncer de mama cuya indicación del estudio fuera para estadificación con PET/CT. Se excluyeron aquellos casos con estudios incompletos o con contraindicación para la realización del PET/CT, como embarazo o hiperglucemia no controlada. Para el análisis de los datos recabados tras la realización del estudio PET/CT se consideró el resultado emitido en el reporte oficial que fue evaluado por dos médicos con subespecialidad en PET/CT. En la “Tabla 1” se puede observar el análisis de nuestro estudio y los datos recabados de las 28 pacientes que acudieron a la unidad. Las pruebas estadísticas utilizadas fueron: 1) prueba de Wilcoxon: para comparar la distribución del estadio clínico antes y después del PET/CT. 2) prueba χ^2 : para evaluar la asociación entre cambio de estadio y variables categóricas (subtipo molecular, localización tumoral, subtipo histológico). 3) prueba de Kruskal–Wallis: para comparar edad entre grupos.

Tabla 1. Resumen de cada paciente y su respectivo cambio de estadio clínico

#	Edad	Subtipo histológico	Subtipo molecular	Estadio antes del estudio	Estadio después del estudio
1	58	Carcinoma ductal in situ	Luminal A	IIB: tumor >5 cm por exploración física, sin imagen.	IIB: lesiones nodulares >5 cm, sin enfermedad a distancia.
2	50	Carcinoma ductal invasivo	Luminal A	I: tumor 12x8 mm por RM y PEM.	IIA: tejido hipermetabólico, sin metástasis.
3	53	Carcinoma ductal in situ	Luminal B	I: tumor <2 cm por USG.	I: lesión metabólica <2 cm, sin metástasis.
4	58	Carcinoma ductal invasivo	Triple negativo	IV: metástasis pulmonares bilaterales por CT y RM.	IV: actividad neoplásica en mama y ganglios, metástasis pulmonar.
5	58	Carcinoma ductal invasivo	Luminal B	IIB: tumor con ganglios ipsilaterales; sospechosos por CT.	IV: actividad tumoral en mama, ganglios axilares activos y presencia de nódulos pulmonares.
6	43	Carcinoma ductal in situ	Triple negativo	IIIA: nódulo <4 cm, sin ganglios ni metástasis; por USG, mastografía bilateral	IIIC: adenopatías cervicales y cadena mamaria interna activas.
7	55	Carcinoma ductal invasivo	Desconocido	IIIA: lesiones óseas líticas, origen incierto, por CT y mastografía	IV: actividad tumoral en mama, ganglios y hueso.
8	32	Carcinoma lobulillar invasivo	HER2 +	IIA: tumor <5 cm, por USG.	IV: metástasis en bazo, ganglios y hueso.
9	75	Carcinoma ductal in situ	HER2 +	IIIA: lesiones pulmonares, lesión en T5 blástica por CT. GGO negativo para lesiones	IIIA: actividad tumoral en mama y ganglios, metástasis posibles.
10	79	Desconocido	Desconocido	IIIB: tumor 6x5 cm con afección cutánea, por CT.	IV: actividad en mama, ganglios y pulmones.
11	70	Carcinoma ductal invasivo	Luminal A	IIB: nódulo en cuadrante superior externo, por USG	IV: metástasis en mama, ganglios axilares y cervicales.
12	55	Carcinoma ductal invasivo	Desconocido	I: tumoración en mama derecha de .89 x 75mm por USG	I: lesión con actividad neoplásica primaria.
13	53	Desconocido	Desconocido	IIB: lesión neoplásica y ganglios por CT.	IIB: actividad tumoral en mama y ganglios axilares.
14	44	Carcinoma ductal invasivo	Triple positivo	I: nódulo espiculado, ganglios conservados por mastografía.	IV: actividad tumoral en mama y retroperitoneo.
15	55	Carcinoma ductal invasivo	Luminal A	IIB: tumor 2–5 cm, por USG.	IV: nódulo pulmonar derecho, actividad en tumor.
16	63	Carcinoma ductal invasivo	Luminal A	I: lesión sospechosa por CT	IIA: lesión con ganglios axilares activos.

17	50	Carcinoma ductal invasivo	HER2 +	IV: tumoración, ganglios y nódulos pulmonares por CT. GGO: dentro de límites normales	IV: metástasis óseas, ganglionares y en mama.
18	55	Carcinoma ductal in situ	Luminal B	I: lesión en mama por mastografía; BIRADS 4C	IV: metástasis pulmonares y ganglionares.
19	64	Desconocido	Desconocido	IIA: nódulo sospechoso por mastografía. BIRADS 5.	IIA: actividad en mama, ganglios reactivos.
20	54	Desconocido	Desconocido	IIIC: nódulo y ganglios axilares, por mastografía y USG	IIIC: nódulos y ganglios con hipermetabolismo
21	58	Carcinoma ductal in situ	Desconocido	IIB: masa palpable >5 cm; por exploración física.	IIB: actividad tumoral en mama derecha.
22	73	Carcinoma ductal in situ	Luminal A	IIIB: tumor con invasión a piel, por CT.	IIIB: lesión retroareolar y engrosamiento cutáneo.
23	55	Carcinoma ductal invasivo	Luminal B	IIA: tumor ≤ 2 cm + ganglios positivos.	IIB: actividad en mama y ganglios.
24	62	Carcinoma ductal invasivo	Luminal B	IIA: tumor ≤ 2 cm con ganglios positivos, por USG.	IIA: metabolismo alto en nódulo.
25	49	Desconocido	Desconocido	No clasificable.	IV: metástasis óseas y ganglionares.
26	66	Carcinoma ductal invasivo	Luminal A	IIIA: tumor >5 cm + ganglios móviles por CT.	IV: nódulo mamario, ganglio y metástasis pulmonar.
27	73	Carcinoma ductal invasivo	Luminal B	IIB: tumor >5 cm sin ganglios por USG.	IV: lesiones en mama y mediastino.
28	41	Carcinoma ductal invasivo	Desconocido	IIA: glándula heterogénea, lesión palpable por USG y exploración física.	IIA: lesiones hiperdensas e hipermetabólicas.

**CT: Tomografía. RM: Resonancia magnética. PEM: Mamografía por emisión de positrones. GGO: Gamagrama óseo. USG: Ultrasonido.

4. RESULTADOS

4.1 Pruebas estadísticas

La prueba de Wilcoxon reveló una diferencia significativa en la distribución del estadio clínico antes vs. después del PET/CT ($p = 0.032$), lo que indica una reclasificación significativa a estadios más avanzados tras el estudio en el grupo con cambio de estadio. El análisis χ^2 mostró una fuerte asociación entre el subtipo molecular agresivo (Luminal B, triple negativo, HER2+) y el grupo con cambio de estadio:

$$(\chi^2 = 6.21; p = 0.013). \quad (1)$$

No se hallaron diferencias estadísticamente significativas por edad ni localización tumoral entre ambos grupos

($p > 0.1$ en Kruskal-Wallis y χ^2).

(2)

Aunque el subtipo histológico predominante fue el carcinoma ductal invasivo (CDI), no alcanzó asociación significativa con cambio de estadio ($\chi^2 = 2.05$; $p = 0.15$).

4.2 Análisis general del cambio de estadiaje

En este estudio, se observó que el 39.3% (11 pacientes) de las pacientes que presentaban estadios clínicos iniciales II-III cambiaron a estadios IV después de realizarse el PET/CT con 18F-FDG. Este cambio subraya la capacidad del PET/CT para detectar metástasis que no se encontraron en estudios convencionales (USG, CT, etc.) y redefinir el estadio clínico, lo cual tiene un impacto directo en la planificación terapéutica.

El estadio IV implica que el cáncer ha hecho metástasis a otros órganos, lo que requiere un enfoque de tratamiento más agresivo. La habilidad del PET/CT para identificar estos cambios es fundamental para los oncólogos, ya que facilita la decisión sobre el tratamiento, que puede incluir quimioterapia, radioterapia y cirugía, lo que depende del estadio y la diseminación del cáncer. “En las figuras 1 y 2” se observa un ejemplo de una paciente que acudió a la unidad, quien presentaba un estadio IIA antes del PET/CT y posteriormente cambió su estadiaje a IV, con metástasis a región axilar y ósea; contaba con subtipo molecular HER2 positivo, el cual se caracteriza por su agresividad, rápida diseminación a SNC y mal pronóstico.

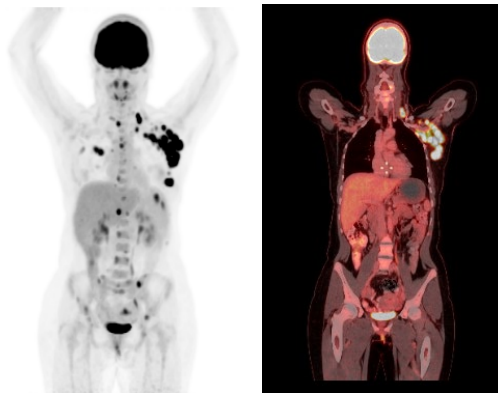


Figura 1. Proyección de máxima intensidad MIP (izquierda) y PET-CT en corte coronal (derecha) en donde se evidencia actividad tumoral en mama izquierda, así como depósitos secundarios en cadenas ganglionares de región axilar izquierda, bajo y hueso

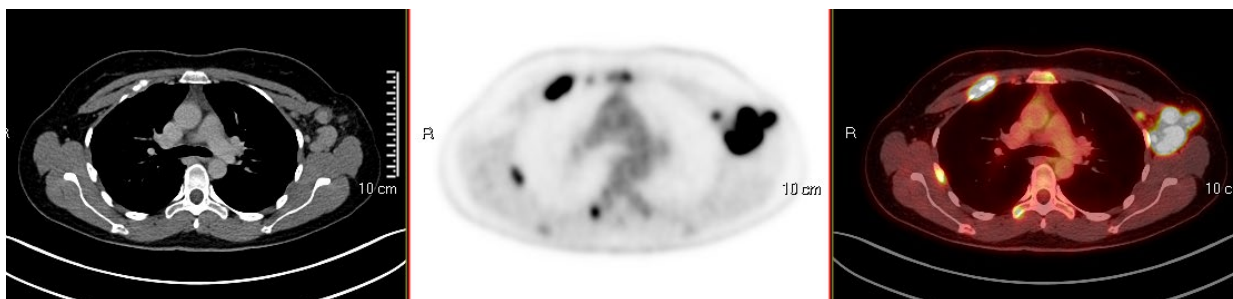


Figura 2. Cortes axiales de CT, PET y PET-CT a la altura del mediastino superior. Se observa actividad tumoral metastásica en adenopatías axilares izquierdas, así como en estructuras óseas

4.3 Subtipos moleculares y su relación con el cambio de estadiaje

La estadificación precisa mediante PET/CT con 18F-FDG no solo tiene un impacto diagnóstico, sino que también influye directamente en la elección del tratamiento, especialmente en pacientes con subtipos moleculares agresivos como el cáncer de mama HER2 positivo y el triple negativo. En estos casos, la quimioterapia neoadyuvante, con o sin terapia dirigida, se ha consolidado como el estándar de atención, incluso en pacientes con enfermedad operable, debido a su potencial para reducir el tamaño tumoral y mejorar los desenlaces clínicos. [6]

El análisis de los subtipos moleculares en relación con el cambio hacia estadio IV revela importantes hallazgos. Los subtipos Luminal B, HER2 positivo y Triple Negativo son los que presentan una alta tasa de progresión a estadio IV, lo que indica su agresividad clínica. A continuación, se detalla cómo cada subtipo molecular se comporta en términos de progresión:

Luminal A: 7 pacientes (25% de los pacientes):

- Comportamiento: Es el subtipo menos agresivo. Los casos con Luminal A muestran una progresión baja a estadio IV. El 28.6% (2 pacientes) de los pacientes con Luminal A pasaron a estadios IV.
- Relación con el estadiaje: La mayoría de los casos Luminal A permanecen en estadios I y II, lo que se traduce en una mayor posibilidad de tratamiento local como cirugía o radioterapia. [10]

Luminal B: 9 pacientes (32.14% de los pacientes):

- Comportamiento: Este subtipo es más agresivo en comparación con Luminal A. En los casos de Luminal B, 44.4% (4 pacientes) de los pacientes progresaron a estadios IV.
- Relación con el estadiaje: Luminal B tiende a ser más resistente al tratamiento hormonal, lo que favorece la progresión hacia estadios avanzados. La alta tasa de progresión (44.4%) a estadio IV subraya la importancia de una monitorización más cercana y un tratamiento más agresivo, que puede incluir terapia combinada (hormonal y quimioterapia). [10]

HER2 positivo: 4 pacientes (14.3% de los pacientes):

- Comportamiento: El HER2 positivo es uno de los subtipos más agresivos. La alta tasa de metástasis de este subtipo hace que la mayoría de los casos avancen rápidamente a estadios IV. 100% de los casos de HER2 positivo progresaron a estadios IV (4 pacientes) o ya estaban en este estadio al inicio del estudio. [10].
- Relación con el estadiaje: El cáncer HER2 positivo tiene una tendencia a diseminarse rápidamente, incluso en etapas tempranas, lo que lleva a un diagnóstico

en estadios avanzados. Su alta agresividad y su alta tasa de progresión requieren tratamientos intensivos y un seguimiento constante. Los avances terapéuticos recientes son prometedores para mejorar el pronóstico y manejo de estos pacientes. [7]

Triple Negativo: 3 pacientes (10.71% de los pacientes):

- Comportamiento: Este subtipo es extremadamente agresivo y tiene una alta tasa de recurrencia. El 66.7% (2 pacientes) de los pacientes con Triple Negativo progresaron a estadios IV.
- Relación con el estadiaje: Los pacientes Triple Negativo tienen pocas opciones de tratamiento dirigidas, ya que no expresan receptores hormonales ni HER2, lo que hace que los tratamientos convencionales como la quimioterapia sean la única opción disponible. [10]

4.4 Subtipos histológicos y su relación con el cambio de estadiaje

El análisis también mostró que el carcinoma ductal invasivo (CDI) fue el subtipo histológico más común, representando el 62.5% de los casos en estadio IV. Este subtipo está estrechamente relacionado con los subtipos moleculares Luminal B, HER2 positivo y Triple Negativo, que tienen una alta probabilidad de progresar a estadio IV, lo que demuestra su capacidad para diseminarse a otros órganos y presentar metástasis en etapas tempranas. El carcinoma ductal in situ (CDIS) es un subtipo histológico no invasivo que generalmente no progresa a estadios IV, pero puede hacerlo si no se trata adecuadamente. En este estudio, el 16.7% de los casos de CDIS progresaron a estadio IV, lo que resalta la importancia de un seguimiento estrecho. El carcinoma lobulillar invasivo fue poco frecuente (un solo caso en nuestra cohorte), pero en este paciente se observó progresión a estadio IV; aunque el tamaño muestral reducido impide sacar conclusiones, este hallazgo sugiere que este subtipo también puede presentar diseminación en circunstancias específicas. [11].

4.5 Importancia del Estudio

Este estudio subraya la importancia del PET/CT con 18F-FDG en la estadificación precisa del cáncer de mama, especialmente en los subtipos agresivos como Luminal B, HER2 positivo y Triple Negativo. El PET/CT permite redefinir el estadio clínico, lo que es crucial para la planificación terapéutica. La alta tasa de progresión de estos subtipos a estadios IV (Luminal B 44.4%, HER2 positivo 100%, Triple Negativo 66.7%) resalta la necesidad de tratamientos más personalizados y un seguimiento cercano. En la “Figura 3”, se observa la relación de los subtipos moleculares con el cambio de estadiaje, específicamente el cambio a estadio IV. La combinación de hallazgos histológicos y moleculares proporciona una visión más completa del cáncer, lo que permite tomar decisiones terapéuticas más informadas y optimizar los resultados clínicos. Además, Ulaner (2019) destaca que el PET/CT tiene un impacto clínico significativo en la detección temprana de metástasis ocultas, especialmente en subtipos agresivos, lo que contribuye a una estadificación más precisa y a una mejor selección de la terapia. Sin embargo, enfatiza que la interpretación debe integrarse

cuidadosamente con otros datos clínicos y modalidades diagnósticas para optimizar la toma de decisiones [9].

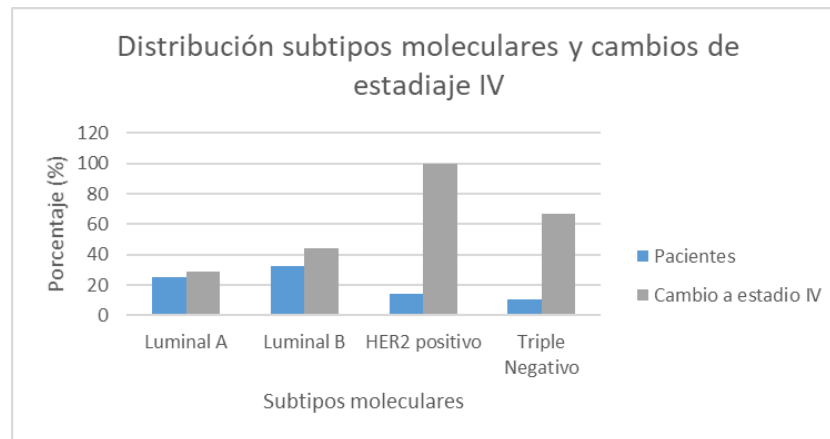


Figura 3. Subtipos moleculares y su cambio a estadio IV

5. CONCLUSIONES

En nuestro estudio, el PET/CT con ^{18}F -FDG modificó el estadiaje en el 39.3% de pacientes con cáncer de mama en estadios IIA–IIIC, detectando metástasis ocultas no visibles en estudios convencionales, superando el 30.3% reportado por Groheux et al. (2016). En dicho estudio, la detección de enfermedad metastásica aumentó progresivamente con el estadio clínico, desde 2.3% en IIA hasta 47.1% en IIIC, y el carcinoma ductal invasivo fue el subtipo histológico predominante en estadios avanzados. El análisis molecular mostró que los subtipos agresivos HER2 positivo y triple negativo presentaron mayor carga metastásica, similar a nuestros resultados donde la progresión a estadio IV fue del 100% en HER2+, 66.7% en triple negativo, 44.4% en Luminal B y 28.6% en Luminal A. Ambos estudios coinciden en que el PET/CT es especialmente útil en pacientes de alto riesgo, ya sea por estadio clínico o perfil molecular. Aunque nuestra muestra reducida y el posible sesgo de referencia pueden haber aumentado la proporción de cambios observados, estos resultados destacan la importancia del PET/CT con ^{18}F -FDG para una estadificación más precisa y una mejor planificación terapéutica en cáncer de mama con características agresivas. [8].

6. REFERENCIAS

- [1] Groheux D, Hindie E. Breast cancer: initial workup and staging with FDG PET/CT. Clin Transl Imaging. 2021;9(3):221–231. doi:10.1007/s40336-021-00426-z. PMID: PMC8075837. Disponible en: <https://pmc.ncbi.nlm.nih.gov/articles/PMC8075837/>
- [2] Hadebe B, Harry L, Ebrahim T, Pillay V, Vorster M. The role of PET/CT in breast cancer. Diagnostics (Basel). 2023 Feb 6;13(4):597. doi:10.3390/diagnostics13040597. PMID: PMC9955497
- [3] Davidson T, Shehade N, Nissan E, Sklair-Levy M, Ben-Haim S, Barshack I, et al. PET/CT in breast cancer staging is useful for evaluation of axillary lymph node and

- distant metastases. Surg Oncol. 2021 Sep;38:101567. [doi:10.1016/j.suronc.2021.101567](https://doi.org/10.1016/j.suronc.2021.101567)
- [4] Han S, Choi JY. Impact of ¹⁸F-FDG PET, PET/CT, and PET/MRI on staging and management as an initial staging modality in breast cancer: a systematic review and meta-analysis. Clin Nucl Med. 2021 Jul;46(4):271–282. [doi:10.1097/RLU.0000000000003690](https://doi.org/10.1097/RLU.0000000000003690)
- [5] Fowler, A. y Cho, S. PET Imaging for Breast Cancer. Radiol Clin. 2021;59 (5):725-735. Radiol Clin N Am 59 (2021) 725–735 <https://doi.org/10.1016/j.rcl.2021.05.004>
- [6] Loibl S, Poortmans P, Morrow M, Denkert C, Curigliano G, et al. Breast cancer. Lancet. 2021 May 8;397(10286):1750–1769. [doi:10.1016/S0140-6736\(20\)32381-3](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(20)32381-3)
- [7] Kunte S, Abraham J, Montero AJ; et al. Novel HER2-targeted therapies for HER2-positive metastatic breast cancer. Cancer. 2020 Oct 1;126(19):4278–4288. [doi: 10.1002/cncr.33102](https://doi.org/10.1002/cncr.33102)
- [8] Groheux D, Giacchetti S, Espié M, Rubello D, Moretti J-L, Hindié E, et al. ¹⁸F-FDG PET/CT for staging and restaging of breast cancer. J Nucl Med. 2016 Feb;57(Suppl 1):17S–26S. [doi:10.2967/jnumed.115.157859](https://doi.org/10.2967/jnumed.115.157859)
- [9] Ulaner GA, Castillo R, Goldman DA, Wills J, Riedl CC, Pinker-Domenig K, et al. PET/CT for patients with breast cancer: where is the clinical impact? AJR Am J Roentgenol. 2019;213(2):254–265. [doi:10.2214/AJR.19.21177](https://doi.org/10.2214/AJR.19.21177)
- [10] Horvath E. Subtipos moleculares del cáncer mamario – lo que el radiólogo dedicado a imágenes mamarias debe saber. Rev Chil Radiol. 2021;27(1). [doi:10.4067/S0717-93082021000100017](https://doi.org/10.4067/S0717-93082021000100017).
- [11] Cserni G. Histological type and typing of breast carcinomas and the WHO classification changes over time. Pathologica. 2020 Mar 1;112(1):25-41. [doi:10.32074/1591-951X-1-20](https://doi.org/10.32074/1591-951X-1-20).

MODELOS INTERACTIVOS IMPRESOS EN 3D COMO HERRAMIENTA COMPLEMENTARIA PARA LA ENSEÑANZA DEL ELECTROCARDIOGRAMA

D. Melchor Flores ^{a, b}, R. Agustín-Serrano ^{b, c}, Marco A. Morales ^d, E. Moreno Barbosa ^b, A.A Collantes Gutiérrez ^e

^a Facultad de Medicina, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México, diana.melchorf@alumno.buap.mx

^b Facultad de Ciencias Físico Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México, emoreno@fcfm.buap.mx

^c Laboratorio Interdisciplinario de Impresión 3D para la Innovación Tecnológica, FCFM - Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Mexico, ricardo.agustin@correo.buap.mx

^d Facultad de Ingeniería Química, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México, spinor70@yahoo.com.mx

^e Hospital Universitario de Puebla, México, alonso.collantes@correo.buap.mx

RESUMEN

El electrocardiograma (ECG) es una herramienta indispensable para diagnosticar enfermedades cardiovasculares, que actualmente, con más de cien mil casos registrados por el INEGI en 2025, representan la principal causa de muerte en México. Para los estudiantes de medicina, la interpretación del ECG implica un reto, ya que deben crear proyecciones mentales de corrientes eléctricas. Los simuladores actuales son muy especializados, lo que limita su acceso y el tiempo de práctica de los alumnos. Se ha demostrado que el material didáctico mejora el aprendizaje, al permitir a los estudiantes avanzar a su propio ritmo y proporcionar una mejor experiencia, en comparación con modelos computacionales y libros de texto. Investigaciones previas respaldan la efectividad de modelos impresos en 3D con buenos resultados como recurso adicional. Además, estas herramientas, representan una alternativa asequible en comparación con otras tecnologías, como la realidad virtual. En este estudio, presentamos prototipos interactivos impresos en 3D como herramienta complementaria para la enseñanza del electrocardiograma. Los modelos incluyen estructuras anatómicas, componentes visuales y táctiles para proporcionar una mejor comprensión de la actividad eléctrica del corazón. Asimismo, incorporan mejoras sugeridas en un estudio realizado en Canadá en 2021, que incluyen, la utilización de dos modelos para mostrar diferentes tipos de derivaciones, y los tipos de corte: frontal y horizontal. Se espera que los modelos faciliten la interpretación del ECG, al integrar mejoras de modelos previos, manteniéndolos accesibles y prácticos. Crear versiones más interactivas de modelos impresos 3D como herramientas para la interpretación de ECG, incrementa la efectividad de enseñanza en temas complejos. Finalmente, el desarrollo de prototipos locales podría aumentar su uso en facultades de medicina.

Palabras claves: Electrocardiograma (ECG), Modelos 3D, Impresión 3D

ABSTRACT

The electrocardiogram (ECG) is an essential tool for diagnosing cardiovascular diseases, which, according to INEGI data from 2025, account for over one hundred thousand registered cases and remain the leading cause of death in Mexico. For medical students, interpreting an ECG poses a significant challenge, as it requires mentally visualizing electrical currents. Current simulators tend to be highly specialized, limiting students' access and practice time. Educational materials have been shown to enhance learning by allowing students to progress at their own pace and providing a better experience compared to computer-based models and textbooks. Previous studies support the effectiveness of 3D-printed models as an additional resource, yielding positive results. Moreover, these tools offer a more affordable alternative to other technologies such as virtual reality. In this study, we present interactive 3D-printed prototypes as complementary tools for teaching electrocardiography. The models include anatomical structures and both visual and tactile components to provide a better understanding of the heart's electrical activity. They also incorporate improvements suggested in a 2021 Canadian study, such as the use of two different models to display various types of leads, and the use of frontal and horizontal anatomical sections. These models aim to facilitate ECG interpretation by integrating enhancements from previous designs while remaining accessible and practical. Creating more interactive versions of 3D-printed models can increase teaching effectiveness for complex topics. Ultimately, developing local prototypes may promote their use in medical schools.

Key words: Electrocardiogram (ECG), 3D Models, 3D Printing

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades del corazón son la primera causa de muerte en México. Tan solo de enero a septiembre de 2024, se registraron 144 925 defunciones por esta causa [1], lo que destaca la necesidad de fortalecer la educación médica. El electrocardiograma (ECG) es una herramienta diagnóstica indispensable en varias áreas como el primer nivel de atención, cardiología y urgencias; sin embargo, su interpretación representa un reto incluso en países desarrollados, ya que los estudiantes deben generar proyecciones eléctricas mentales tridimensionales [2].

La tecnología ha transformado la educación a nivel global y, en México, representa una oportunidad para mejorar la calidad de aprendizaje. Sin embargo, enfrenta desafíos como la falta de recursos, la inequidad en el acceso a la educación y la brecha digital [3].

En un estudio reciente en Canadá, Noël et al. desarrollaron modelos anatómicos impresos en 3D pintados, para mejorar la experiencia de aprendizaje de estudiantes de medicina en la interpretación del ECG. Estos modelos resultaron ser herramientas precisas, rentables y centradas en el estudiante [2], además permitieron a los estudiantes familiarizarse con tecnologías que probablemente encontrarán en su práctica profesional. Sin embargo, no se encontraron estudios que validen el uso de estas herramientas en contextos latinoamericanos, lo cual deja abierta la necesidad de evaluar su aplicabilidad y efectividad.

Este estudio propone adaptar y poner a prueba dichos modelos en el contexto mexicano, incorporando mejoras y realizando cortes anatómicos estratégicos que permitan visualizar claramente las derivaciones. Además, con el fin de fortalecer la interacción y personalización del aprendizaje, se desarrolló un agente educativo de inteligencia artificial diseñado bajo el enfoque HEARTS [4], con el objetivo de guiar a los estudiantes en la interpretación del ECG.

Este estudio busca desarrollar herramientas didácticas accesibles, innovadoras e interactivas, alineadas con los principios del aprendizaje significativo, que contribuyan a mejorar la enseñanza en la interpretación del electrocardiograma.

2. TEORÍA

La interpretación del electrocardiograma es una tarea compleja que exige al estudiante proyectar mentalmente la actividad eléctrica tridimensional del corazón y vincularla con su anatomía interna. Estas habilidades no son intuitivas y requieren mucha práctica en un centro de simulación con maniqués especializados o pacientes estandarizados. Sin embargo, el tiempo dedicado a la enseñanza de estas habilidades en los planes de estudio de medicina de grado suele ser limitado, por lo que tanto estudiantes como docentes deben ser muy eficientes durante las sesiones de formación, ya que es poco probable que los estudiantes consoliden sus habilidades fuera de las instituciones educativas [2].

Actualmente, las formas tradicionales de enseñanza del ECG se basan en el reconocimiento de patrones sin comprender la fisiopatología subyacente o la relevancia clínica. Como consecuencia, la mayoría de los médicos no se sienten seguros al interpretar los ECG, y la mayoría de los estudiantes de medicina tienen baja precisión en la interpretación del ECG. Las múltiples complejidades de las interpretaciones del ECG han llevado a muchos estudiantes a confiar en la interpretación computarizada automatizada o la interpretación basada en inteligencia artificial (IA). No obstante, la interpretación automatizada aún requiere la competencia del médico para interpretar y actuar sobre la información proporcionada para diagnósticos críticos [4].

El uso de modelos anatómicos impresos en 3D ha sido propuesto para enriquecer el aprendizaje de los estudiantes al adquirir habilidades clínicas clave, como la interpretación de ecocardiografías y ECG, e ilustrar mejor los territorios vasculares cruciales para el diagnóstico y la localización de la isquemia cardíaca [2].

Diversos estudios han documentado su valor educativo y clínico, tanto en la formación de estudiantes como en la comunicación con pacientes y familiares. Estos modelos mejoran la comprensión anatómica y fisiopatológica, y destacan por su rentabilidad, versatilidad y practicidad [2,5], características especialmente valiosas en entornos con recursos limitados.

La desigualdad tecnológica en México sigue representando una barrera importante para la calidad educativa. Según González Gutiérrez et al., entre los principales retos se encuentran la falta de conectividad, la escasa formación docente en herramientas tecnológicas y la limitada disponibilidad de recursos educativos digitales. Los autores recomiendan acciones como:

- Invertir en infraestructura tecnológica y conectividad,
- Capacitar de forma continua al personal docente,
- Fomentar alianzas institucionales,
- Impulsar investigación sobre impacto educativo de la tecnología [3].

Por lo que, resulta esencial diseñar soluciones educativas interactivas, innovadoras y accesibles, alineadas con las principales causas de enfermedad en el país, como las enfermedades cardiovasculares.

Por otro lado, la inteligencia artificial (IA) está transformando tanto en la atención médica como en los entornos educativos. En la educación médica, se han desarrollado múltiples aplicaciones:

- Sistemas de tutoría inteligente,
- Evaluaciones automatizadas,
- Plataformas de aprendizaje personalizadas,
- Simulaciones quirúrgicas asistidas por IA,
- Chatbots como ChatGPT para analizar literatura médica [6].

A pesar de estos avances, persisten retos éticos, legales y pedagógicos que deben abordarse con responsabilidad. No obstante, la formación médica debe preparar a los estudiantes para el uso informado y crítico de estas herramientas.

Frente a la falta de estandarización en la enseñanza del ECG, se han desarrollado nuevas propuestas con resultados favorables como el enfoque HEARTS, que ofrece una guía estructurada basada en competencias para su interpretación. Este acrónimo se refiere a: frecuencia/ritmo cardíaco, conducción eléctrica, eje, progresión de la onda R, voltajes altos/bajos y cambios ST/T [4].

En este estudio, el enfoque HEARTS fue integrado dentro de un agente educativo conversacional basado en IA, que funciona como recurso interactivo y complementario para la enseñanza del ECG. Este agente guía al estudiante mediante preguntas estructuradas y retroalimentación inmediata, fomentando el aprendizaje activo, el razonamiento clínico y la adquisición progresiva de competencias fundamentales para la práctica médica.

3. MATERIALES Y MÉTODOS

3.1 Materiales

Se utilizaron modelos anatómicos del corazón descargados de la plataforma Thingiverse [7], que fueron modificados mediante software de modelado tridimensional Meshmixer v3.5 [8] para adaptarlos a fines didácticos. Posteriormente, se utilizó SolidWorks 2022 [9] para diseñar vectores tridimensionales con código de colores, que representan el origen y dirección de las corrientes eléctricas del ECG.

Se empleó ácido poliláctico (PLA) para la impresión de dos modelos:

- Modelo 1: Corte frontal, diseñado para mostrar las derivaciones de extremidades (DI, DII, DIII, aVR, aVL, aVF).
- Modelo 2: Corte transversal, orientado a representar las derivaciones precordiales (V1–V6) y su relación con la anatomía torácica.

3.2 Modelos impresos en 3D

Los parámetros de impresión (Tabla 1) se ajustaron en BambuLab Studio v2.0.0 [10] y los modelos fueron impresos en una Bambu Lab A1.

Tabla 1. Parámetros de Impresión 3D utilizados para los modelos anatómicos del corazón

Tipo de impresión 3D	Material	Altura de capa (mm)	Velocidad de impresión (mm/s)	Temperatura (°C)	Tiempo de impresión (s)
Inyección aditiva	PLA	0.2	300	250	21600

Se evaluó la viabilidad de implementación en entornos educativos con recursos limitados, mediante una estimación del costo de producción por modelo basándose en Atzeni & Salmi, 2012 [11].

3.3 Agente educativo interactivo

Se diseñó un agente conversacional educativo interactivo en la plataforma Copilot Studio (Microsoft 2025) [12], nombrado ECG HEARTS. Este agente utiliza el enfoque estructurado HEARTS, el cual guía la lectura del ECG mediante siete componentes clave: H – Frecuencia y ritmo cardíaco, E – Conducción eléctrica, A – Eje eléctrico, R – Progresión de la onda R, T – Voltajes anormalmente altos o bajos y S – Cambios en el segmento ST y la onda T. La figura 1 muestra el entorno de desarrollo y la estructura básica del agente.

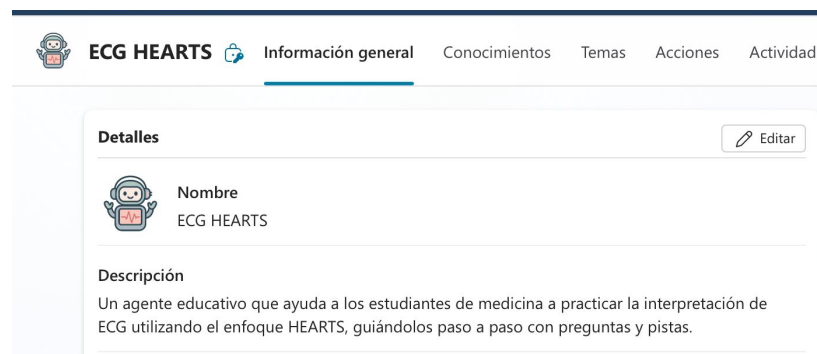


Figura 1. Creación de Agente Educativo ECG HEARTS en Copilot Studio. La plataforma permite definir la lógica conversacional, instrucciones, enfoque clínico (HEARTS) y la interacción guiada con el estudiante

El agente se comporta como un tutor clínico interactivo. Inicia siempre con la letra H (frecuencia y ritmo) y avanza únicamente si el estudiante ha comprendido el paso actual. Ante una respuesta errónea o incompleta, el agente reformula la pregunta, ofrece retroalimentación y valida la comprensión antes de avanzar. En la Figura 2, se representa el funcionamiento del agente.

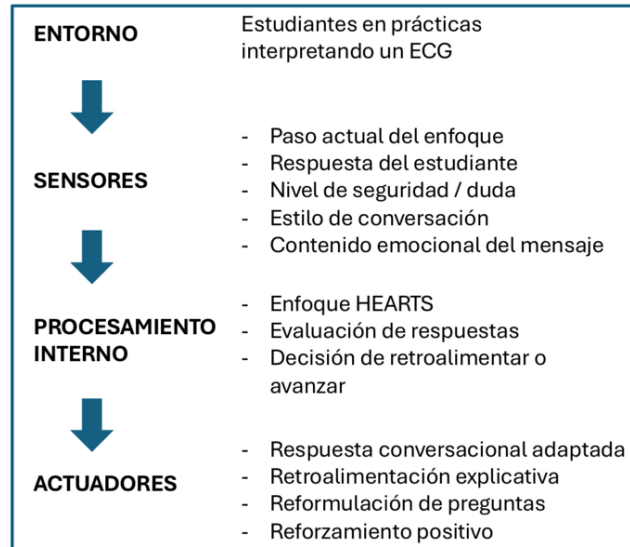


Figura 2. Esquema conceptual del agente educativo ECG HEARTS como sistema inteligente. El entorno clínico simulado (interpretación de ECG por estudiantes) genera entradas procesadas por sensores, los cuales alimentan el núcleo del sistema basado en el enfoque HEARTS. El procesamiento interno decide si se retroalimenta o avanza, y ejecuta respuestas adaptadas

4. RESULTADOS

Se crearon dos modelos anatómicos impresos en 3D del corazón humano (Figura 3), para representar visualmente las trayectorias de las derivaciones del ECG:

- Modelo A: Corte frontal, incluye vectores morados para las derivaciones DI y DIII, y vectores cafés para aVF, aVR y aVL.
- Modelo B: Corte transversal, muestra las derivaciones precordiales (V1–V6), diferenciadas por color.

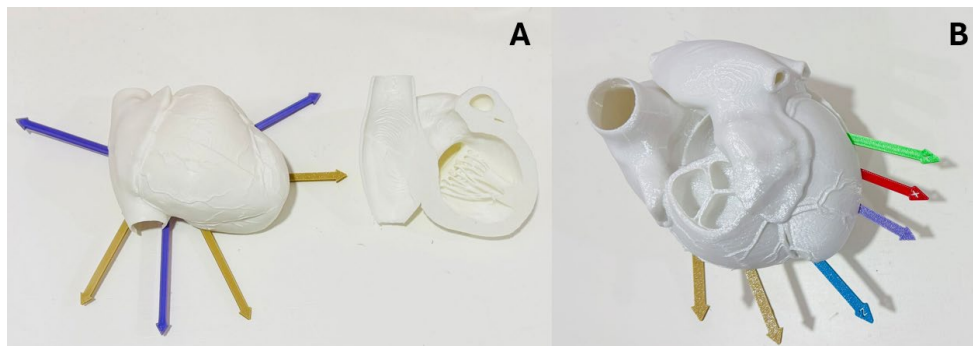


Figura 3. Modelos anatómicos impresos en 3D. A) Corte frontal. B) Corte transversal. Cada vector fue diseñado en SolidWorks y representa una derivación específica del ECG

Se evaluó el funcionamiento del agente ECG HEARTS (Figura 4) en la plataforma Copilot Studio, comprobando su lógica conversacional.

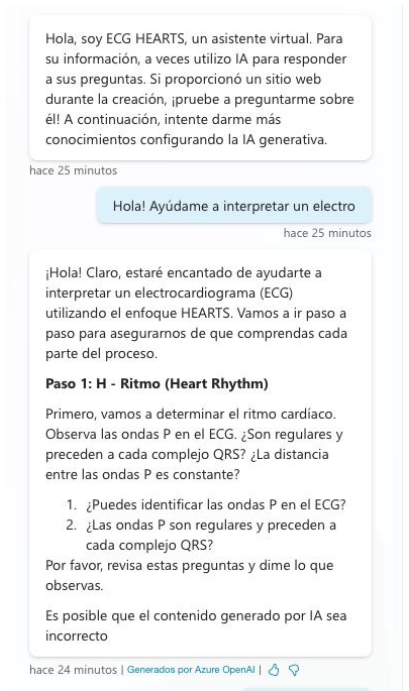


Figura 4. Interfaz del agente educativo con el paso inicial del enfoque HEARTS

Finalmente, se estimó el costo total por pieza de cada modelo, considerando diseño, impresión, materiales y ensamblado. El costo final estimado fue de \$57.50 MXN por corazón completo con vectores, lo que demuestra su viabilidad como herramienta educativa de bajo costo. Se detallan los valores en la Tabla 2.

Tabla 2. Estimación de costos por unidad basada en Atzeni & Salmi, 2012 [11].

Concepto adaptado	Unidad	Valor (MXN)	Notas
Volumen de producción	piezas	2 corazones + 12 vectores	Actividad educativa piloto
Costo del material por kg	MXN/kg	\$250	Filamento PLA
Peso de la pieza	g	170 (corazón), 2 (vector)	Peso neto impreso
Costo del material por pieza	MXN	\$42.50 (corazón), \$0.50 (vector)	PLA × peso
Costo de diseño CAD inicial	MXN	\$0	Diseño propio, sin pago externo
Costo de preparación de archivo STL	MXN	\$0	Diseño y edición propios
Costo de uso de máquina (por hora)	MXN/h	\$0.50	Electricidad estimada
Tiempo de impresión por pieza	h	6 h (corazón), ~8 min (vector)	Promedio estimado por prototipo
Costo de impresión por pieza	MXN	\$3.00 (corazón), \$0.08 (vector)	Tiempo × energía estimada
Costo de limpieza / retiro de soportes	MXN	\$2.00 por pieza	Incluye perforado manual
Costo de mano de obra	MXN/pieza	\$10 (corazón), \$2 (vector)	Tiempo dedicado a montaje
Costo de postprocesado por pieza	MXN	\$12.00 (corazón), \$4.00 (vector)	Mano de obra + limpieza
Costo total por pieza (estimado)	MXN	\$57.50 (corazón), \$4.58 (vector)	Suma de todo

Los modelos resultaron ser ligeros, resistentes y manipulables, permitiendo visualizar con claridad las trayectorias eléctricas, gracias al uso de código de color y cortes anatómicos.

5. CONCLUSIONES

Se diseñaron e implementaron modelos anatómicos impresos en 3D y un agente educativo conversacional como herramientas complementarias para la enseñanza del electrocardiograma (ECG). Los modelos, al incorporar cortes estratégicos y vectores, permiten observar las derivaciones y la anatomía cardíaca de forma clara.

El agente educativo, basado en el enfoque HEARTS, proporciona una guía estructurada que favorece el razonamiento clínico, utilizando solo un dispositivo móvil como interfaz. La combinación de ambas herramientas representa una alternativa didáctica accesible, portátil y viable para entornos educativos con recursos limitados.

Los resultados preliminares demuestran que es posible producir modelos anatómicos funcionales a bajo costo, con potencial para ser integrados en cursos de formación médica. El siguiente paso será aplicar una validación formal con estudiantes de medicina del Hospital Universitario de Puebla, para evaluar su impacto en el aprendizaje y percepción de utilidad clínica.

6. AGRADECIMIENTOS

Este proyecto se realizó en el marco del Servicio Social en Medicina. La autora es Becaria de la Dirección General de Calidad y Educación en Salud (DGCES), Secretaría de Salud, México.

Se agradece el respaldo académico y técnico del Laboratorio Interdisciplinario de Impresión 3D para la Innovación Tecnológica de la Facultad de Ciencias Físico Matemáticas, BUAP, por su colaboración en uso de sus impresoras 3D.

7. REFERENCIAS

- [1] INEGI, “Estadísticas de Defunciones Registradas (EDR), enero–septiembre de 2024,” Comunicado de prensa 45(25), (2025). https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/boletines/2025/edr/EDR_En-sep2024.pdf.
- [2] Noël, G. P. J. C., Ding, W., and Steinmetz, P., “3D Printed Heart Models Illustrating Myocardial Perfusion Territories to Augment Echocardiography and Electrocardiography Interpretation,” *Medical Science Educator* 31(2), 439–446 (2021). <https://doi.org/10.1007/s40670-020-01177-8>.
- [3] González Gutiérrez, F. L., González Gutiérrez, S. G., and González Gutiérrez, M. I., “La importancia del uso de la tecnología en el proceso educativo en México,” *Ciencia Latina Revista Científica Multidisciplinar* 7(3), 7971–7983 (2023). https://doi.org/10.37811/cl_rcm.v7i3.6780.
- [4] M. El-Baba, J. McLaren, and N. Argintaru, “The HEARTS ECG workshop: a novel approach to resident and student ECG education,” *Int. J. Emerg. Med* 16(1), 81, (2023). <https://doi.org/10.1186/s12245-023-00559-0>.

- [5] Sun, Z., Wong, Y. H. and Yeong, C. H., “Patient-specific 3D-printed low-cost models in medical education and clinical practice,” *Micromachines* 14(2), 464 (2023). [doi:10.3390/mi14020464](https://doi.org/10.3390/mi14020464).
- [6] Gordon, M., Daniel, M., Ajiboye, A., Uraiby, H., Xu, N. Y., Bartlett, R., Hanson, J., Haas, M., Spadafore, M., Grafton-Clarke, C., Gasiea, R. Y., Michie, C., Corral, J., Kwan, B., Dolmans, D. and Thammasitboon, S., “A scoping review of artificial intelligence in medical education: BEME Guide No. 84,” *Medical Teacher* 46(4), 446–470 (2024). [doi:10.1080/0142159X.2024.2314198](https://doi.org/10.1080/0142159X.2024.2314198).
- [7] Stephen stephen (Usuario airforce), “Medical Student Anatomy 1:1 Cut open heart,” Thingiverse (2015). <https://www.thingiverse.com/thing:942464>.
- [8] Autodesk Inc. “Meshmixer”, Version 3.5 (2023). <https://www.meshmixer.com>.
- [9] Dassault Systèmes. “SolidWorks”, Version 2022 (2022). <https://www.solidworks.com>.
- [10] Bambu Lab. “Bambu Studio”, Version 2.0.0 (2024). <https://bambulab.com/es-mx/download/studio>.
- [11] E. Atzeni and A. Salmi, “Economics of additive manufacturing for end-usable metal parts,” *Int. J. Adv. Manuf. Technol* 62, 1147–1155 (2012). <https://link.springer.com/article/10.1007/s00170-011-3878-1>
- [12] Microsoft Corporation. “Copilot Studio” (2025). <https://www.microsoft.com/es-es/microsoft-copilot/microsoft-copilot-studio>

UN RECURSO OPORTUNO PARA EL DIAGNÓSTICO Y EL TRATAMIENTO: MONITOREO DE SIGNOS VITALES Y DISPOSITIVO EDUCATIVO EXPERIMENTAL DE HABILIDADES BLANDAS

Elvira del Rocío Ruiz Vivanco^a, Diana Melchor Flores^b, Ricardo Agustín Serrano^b,
Guadalupe Ruiz Vivanco^c, Marco Antonio Morales Sánchez^d

^aFacultad de Artes, ^bFacultad de Ciencias Físico Matemáticas, ^cFacultad de Medicina,

^dFacultad de Ingeniería Química;

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla

elvira.ruiz@correo.buap.mx

Resumen

Hoy en día, las investigaciones científicas en el ámbito educativo han multiplicado los esfuerzos en forma exponencial para inducir, promover o generar habilidades blandas. El objetivo del presente trabajo es analizar una intervención-acción participativa denominada Dispositivos Educativos Experimentales (DEE) favorables para activar competencias blandas en estudiantes universitarios. Asimismo, se promueve la confluencia transdisciplinaria nutricia para la producción de conocimiento científico, invenciones tecnológicas u obra creativa en un grupo de estudiantes universitarios compuesto de las áreas de ciencias exactas, artísticas y médica. Aunado al análisis ANOVA aplicado a la medición de los signos vitales antes y post intervención de Presión Arterial (PA), Frecuencia Cardíaca (FC), Oxigenación en Sangre (Os), Temperatura Corporal (T) y Medición de Glucosa (G). Esta muestra nos evidencia un impacto psico-fisiológico en los estudiantes del grupo de prueba.

Palabras clave: dispositivo educativo, signos vitales, habilidades, competencias

Abstract

Nowadays, scientific research in the educational field has multiplied efforts exponentially to induce, promote or generate soft skills. The objective of this paper is to analyse a participatory action-based intervention called Experimental Educational Devices (EED) that is conducive to activating soft skills in university students. Likewise, the study promotes a transdisciplinary convergence that contributes to the production of scientific knowledge, technological inventions, and creative work in a group of university students from the fields of exact sciences, art, and medicine. In addition, the ANOVA analysis was applied to the pre-and post-intervention vital sign measurements of blood pressure (BP), heart rate (HR), blood oxygenation (BOC), body temperature (BT), and glucose (G) measurement. This sample demonstrates a psychophysiological impact on the students in the test group.

Keywords: educational device, vital signs, skills, competencies

1. INTRODUCCIÓN

A mediados del siglo veinte se investigan diversos recursos tecnológicos que favorezcan los procesos educativos. En este contexto el psicólogo conductista Burrhus Frederic Skinner aporta el Dispositivo Educativo Experimental [1]. Consecuentemente en el campo de: la salud, la ciencia, la psicología, las artes y las humanidades, los DEE contribuyen a la activación de habilidades: duras, instrumentales y blandas [2-4]. Aunado a esto, el Sistema de Aprendizaje Transversal Introspectivo (SATI) constituye parte del andamiaje teórico estructural y contempla: un estado de concienciación o atención plena, una actitud serendípica flexible y un ecosistema holístico propicio para acontecer en acto (ver Figura 2). Dinámica factible para producir (DEE) a partir de: meditación, indagación e imaginación, creación y reflexión de varios productos. Ruta metodológica viable para la gestión emocional y factible para acontecer en acto [5].

Comprendemos al Dispositivo Educativo Experimental (DEE) en tanto artefacto, modelo formativo, laboratorio experimental y propuesta metodológica de intervención acción participativa; cuya operatividad transdisciplinaria es factible de aplicarse en múltiples campos del conocimiento. Su carácter pragmático aporta eficacia a la concreción de los proyectos y fomenta su análisis crítico.

El Sistema de Aprendizaje Transversal Introspectivo (SATI) conforma ecosistemas educativos capaces de entamar holística y sinápticamente diversos ejes temáticos transversales interconectados a fin de profundizar y ampliar el entendimiento del proceso que se esté llevando a cabo. Su sentido humanista y su visión prospectiva del SATI impregnan de significado valioso a los procedimientos colaborativos de enseñanza-aprendizaje.

La Figura 1 espiralada, representa la transversalidad rizomática expandida a que da lugar la efectuación de los DEE-SATI mismos que parten de la introspección de los participantes quienes se vinculan con los demás mediante el intercambio experiencial de saberes adquiridos y aplicados vía la ideación y diseño de productos creativos varios: sonoros, plásticos, kinestésicos, visuales, gráficos, escritos, modelos 3D u otros. Tal empeño reticular se concreta con la materialización del producto imaginado el cual idóneamente busca impactar a favor del espectro social glocal.

Por otro lado, la praxis de la interdisciplinariedad [6] permite aplicar métodos de cuantificación y análisis estadístico con la finalidad de investigar desde una perspectiva científica los DEE, mediante el método de Análisis estadístico ANOVA. Más aún, esta metodología permite tener un criterio cuantitativo (*p-value*) para conocer el impacto del DEE en estudiantes de nivel superior de al menos 3 diferentes áreas. Procedimiento complejo [7] que favorece la conexión transdisciplinaria.

El objetivo del presente trabajo es analizar una intervención-acción participativa DEE-SATI, favorables para activar competencias blandas en estudiantes universitarios. Por ende, en la sección 2, se plantea la metodología experimental seguida para la implementación del DEE-SATI que principalmente considera la medición de signos vitales (PA, FC, OS, T y G), antes y después de realizar las actividades propias del dispositivo. Esto con la finalidad, primero

de diagnosticar el estado fisiológico de los estudiantes y segundo para medir objetivamente el impacto fisiológico de dicho dispositivo en los participantes. En la sección 3, se presentan los resultados del análisis ANOVA aplicado a la medición de signos vitales, así como la medición cualitativa del análisis de las ideas pictográficas y en forma escrita de los estudiantes. La sección 4 se dedica a las conclusiones de este trabajo de investigación.

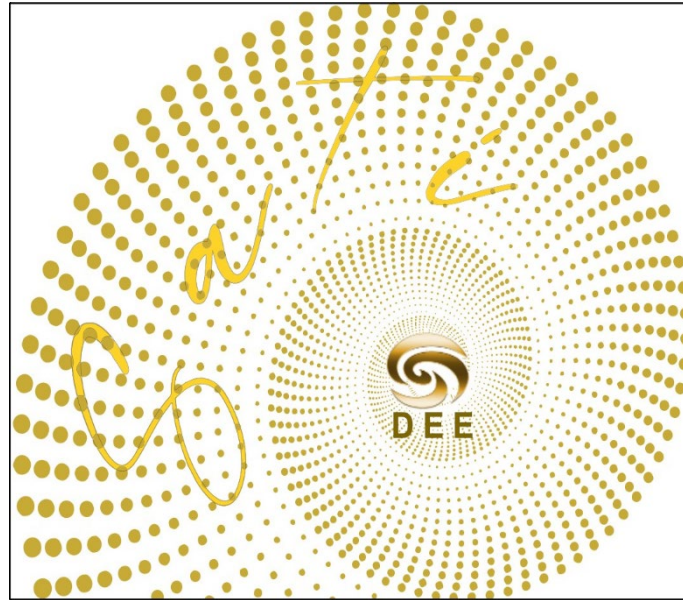


Figura 1. Representación esquemática del Dispositivo Educativo Experimental (DEE) y Sistema de Aprendizaje Transversal Introspectivo (SATI)

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Materiales: Espacio acondicionado para actividades corporales. Tapetes de yoga. Consentimiento informado. Cuestionarios sobre el estado psicoemocional: al principio, a la mitad y al final del encuentro. Equipo de medición de signos vitales y parámetros fisiológicos: Glucómetro® (IVD), Oxímetro® (Arm Style), Termómetro® (Arm Style) y Monitor de presión arterial® (Arm Style). Música Reiki con sonidos ambientales que estimulan la calma. Hojas para escribir y dibujar. Bolígrafos, lápices y colores varios.

Etapas de desarrollo del DEE: las actividades constitutivas fueron las siguientes:

- Convocatoria a estudiantes: del área de la salud, de la ciencia y las artes y humanidades para participar en el piloto.
- Diseño de un experimento piloto aleatorizado con un enfoque mixto del DEE en el que se aplican estrategias psicoeducativas y corporales como: disposición, *prāṇāyāma*, producción vocal, propiocepción, calistenia, equilibrio, método de las acciones físicas (MAF) e imaginación/creación de producto creativo [8].
- Registro de consentimiento informado.
- Análisis y determinación de la Inteligencia Emocional Autopercibida (IEA) por medio de la escala meta-estado del ánimo (*Trait Meta-Mood Scale* TMMS).

- Evaluación del antes y después de realizar el DEE, así como los signos vitales: frecuencia cardíaca (FC), oxigenación (O₂), presión arterial sistólica (PAS) y diastólica (PAD), temperatura corporal (T) y Glucemia capilar (G).
- Aplicación del análisis estadístico ANOVA bajo comparación de Turkey.

Diseño experimental y análisis estadístico: se realiza un estudio piloto con la participación de 8 estudiantes universitarios: 4 de la facultad de artes, 3 de la facultad de físico matemáticas y 1 de la facultad de medicina. Al aplicar el análisis ANOVA bajo comparación de Turkey [13, 14] a las mediciones de los signos vitales iniciales y finales del Dispositivo Educativo Experimental (DEE) que es la meditación e indagación activa propia del Sistema de Aprendizaje Transversal Introspectivo (SATI); los factores del diseño experimental son factores no controlables, pues cada persona es un sistema complejo único e irrepetible. Además, se puede considerar al DEE-SATI como un sistema experimental complejo de múltiples variables de respuesta: Frecuencia Cardíaca (FCB), Presión Arterial Sistólica (PASB) y Presión Arterial Diastólica (PADB), temperatura corporal (TB) y Glucemia Capilar (GB), cuyo estado inicial es el estado corporal de los individuos caracterizado por los factores no controlables con valores iniciales de FCA, PASA, PADA, TA y GA. Esto implica que si el sistema DEE-SATI no genera cambios en los individuos que lo experimentan, los valores de los factores no controlables y las variables de respuesta *no deben presentar diferencia significativa estadística en el análisis ANOVA*. Esto implica que la *hipótesis nula* se acepta. Por el contrario, se rechaza la hipótesis nula y se acepta la *hipótesis alternativa*. Esto es: *el sistema DEE-SATI genera cambios significativos en los individuos que lo experimentan*. Complementario a lo anterior, el análisis cualitativo de Inteligencia Emocional Autopercebida (IEA) y la Escala Meta del Estado de Ánimo [9-10] [*TraitMeta-MoodScale*] (TMMS), indica como los estudiantes participantes exploran sus emociones y pensamientos introspectivos.

3. RESULTADOS

3.1 Actividades realizadas del DEE-SATI

En la Figura 2, se muestra a los estudiantes en las diferentes etapas del desarrollo del DEE-SATI:

1. Conciencia o atención plena se refiere al estado de presencia integral asumido y sostenido en el aquí y ahora del principio de realidad acordado por los sujetos del acto en proceso (ver Figura 2-a).
2. Actitud serendípica flexible nos remite a la ductilidad personal plena capaz de catalizar descubrimientos relevantes para sus agentes y destinatarios (ver Figura 2-b).
3. El estado holístico propicio para acontecer en acto se produce tras la efectuación transformativa de las diversas fases procedimentales del DEE-SATI (ver Figura 2-c).



Figura 2. a) Conciencia o atención plena, b) actitud serendípica flexible y c) estado holístico propicio para acontecer en acto

3.2 Análisis ANOVA bajo comparación de Turkey

La obtención de los valores de los factores no controlables y las variables de respuesta, se presentan en la Figura 3. Por observación directa de esta gráfica se puede observar que la temperatura corporal no sufre algún cambio significativo (TA vs TB), comportamiento que resulta contra-intuitivo para la experiencia cotidiana.

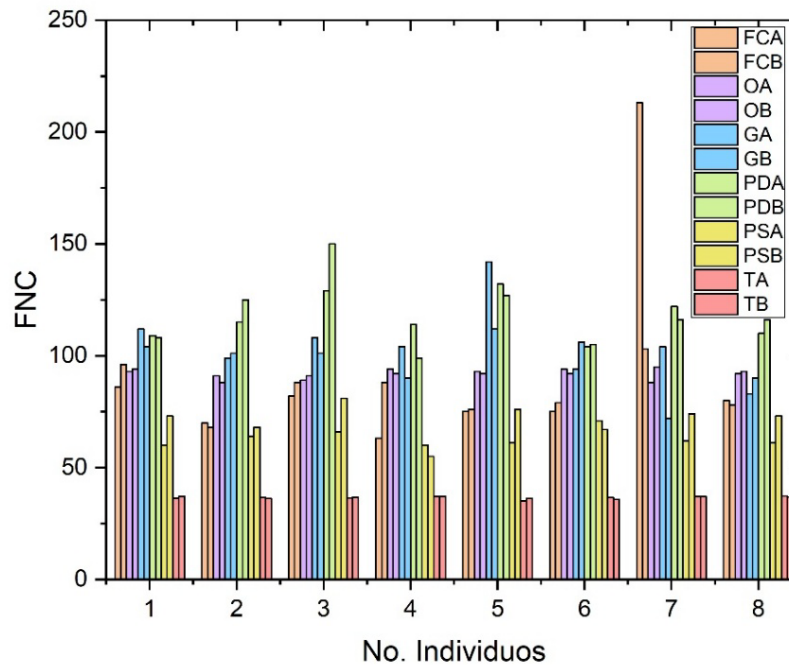


Figura 3. Representación gráfica de los datos de los factores no controlables: FCA, OA, GA, PDA, PSA y TA y las múltiples variables de respuesta: FCB, OB, GB, PADB, PASB y TB

Por otro lado, realizando el análisis ANOVA a los datos de la Figura 3, se obtienen los gráficos de la Figura 4. Estos gráficos muestran que se amplía la varianza de las variables de respuesta en comparación con sus respectivos factores no controlables, a excepción de la oxigenación en sangre. Además, a partir de estos datos las medias de cada factor no controlable y variable de respuesta, se obtienen en la Tabla 1, sus respectivas medias y valor p . Esto implica que se rechaza la hipótesis nula y se acepta la hipótesis alternativa en el caso de FCA – FCB, PDA – PADB y OA – OB. Mientras que en el caso de TA – TB y PASA – PASB, se acepta la hipótesis nula.

Al aplicar el análisis ANOVA bajo comparación de Turkey a las mediciones de los signos vitales iniciales y finales del DEE que es la meditación e indagación activa propia del (SATI); se encontró que los estudiantes participantes presentan una diferencia significativa en: FC, PAD, GC y O para el grupo piloto. A partir de la Figura 4, se puede observar que las varianzas (altura de las cajas) de cada parámetro se ampliaron sin que se dispersaran las mediciones después de la realización del DEE-SATI. Además, el análisis cualitativo de IEA y TMMS, indica como los estudiantes participantes exploran sus emociones y pensamientos introspectivos.

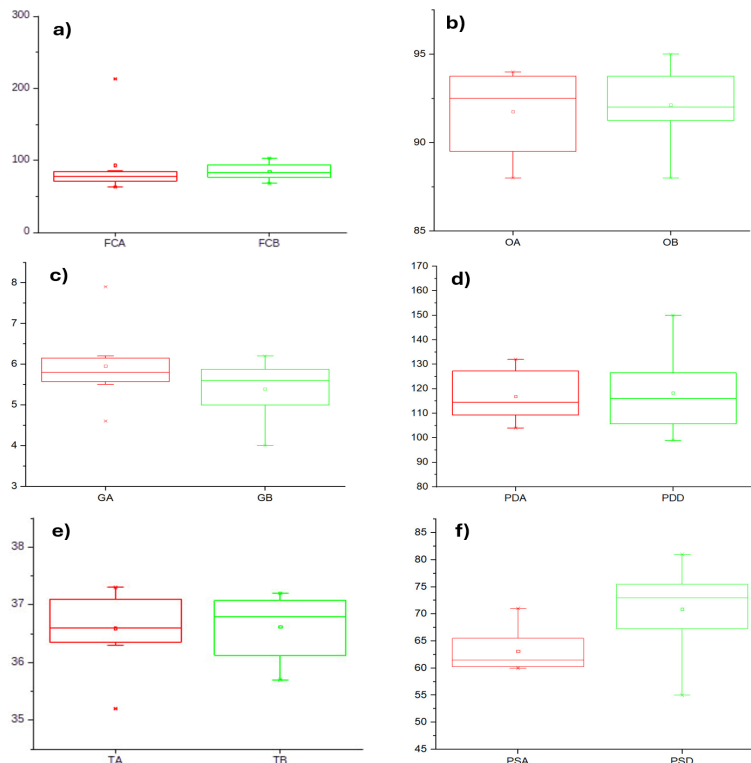


Figura 4. Diagramas de cajas para la comparación de cada factor no controlable y su correspondiente respuesta. a) FCA vs FCB, b) OA vs OB, c) GA vs GB, d) PDA vs PDB, e) PSA vs PSB y f) TA vs TB

Tabla 1. Resultados del valor p para la obtención del criterio de selección de la hipótesis

	Antes				
	FC (pm)	Temp (0C)	PA (mmHg)	Oxigenación	Glucosa (mg/dL)
Media	93	36.58	90	91.75	107
p Value	0.23	0.006	0.21	0.12	1.89
	Después				
	FC (pm)	Temp (0C)	PA (mmHg)	Oxigenación	Glucosa (mg/dL)
Media	84.5	36.61	94.5	92.13	96
p Value	0.23	0.006	0.21	0.12	1.89

3.3 Resultados cualitativos de la IEA-TMMS

Tras la aplicación de los métodos de cuantificación y análisis estadístico a partir del Trait-Meta Mood Scale se obtuvo de los participantes una reflexión escrita y asumida sobre la relevancia de la Inteligencia Emocional Auto percibida (IEA), además de la comprensión socioemocional verificada con la creación de productos kinestésicos, gráficos y orales; los cuales de cierta manera nos dan cuenta del metaconocimiento sobre los estados psicoafectivos propiciados a partir de la efectución del DEE-SATI con el grupo piloto. Entre las habilidades blandas activadas, percibidas, comprendidas y reguladas están: confianza, autoconciencia, resiliencia, empatía, tolerancia, motivación, pensamiento crítico y creativo, comunicación asertiva y, autoevaluación.

A su vez, en la fase de retroalimentación grupal los participantes reconocen la importancia de contar con recursos efectivos, éticos y sensibles de acompañamiento y sostenimiento al alcance de la comunidad estudiantil, así como también manifestaron su interés por contar con medios viables para la concienciación subjetiva y la canalización de estados emocionales negativos.

El enfoque holístico [11] transdisciplinario del dispositivo educativo experimental piloto permite: identificar, registrar y analizar la inteligencia afectiva auto percibida. A fin de una mejora continua en: lo personal, lo socioemocional y la productividad emprendedora creativa y con enfoque innovador. Coincidimos en los aspectos que instrumenta el DEE materializado vía el SATI y lo que aportan Kostikova y colaboradores [12], respecto de las habilidades blandas ponderadas: 1) pensamiento crítico, 2) creatividad, 3) gestión de equipos, 4) inteligencia emocional, 5) interacción con las personas, 6) gestión de conflictos, 7) conciencia flexible, 8) resistencia al estrés.

4. CONCLUSIONES

La intervención del Dispositivo Educativo Experimental basado en el Sistema de Aprendizaje Transversal Introspectivo es una herramienta educativa que fue cuantificada mediante parámetros médicos corporales de los participantes, encontrando diferencias significativas después de experimentar el susodicho Dispositivo. Además, el DEE-SATI como herramienta integradora en los alumnos permite focalizar sus metas y emociones mediante estímulos extracorporales que vinculan el pasado con el presente y la evolución espaciotemporal del estudiante; a la par de activar otras habilidades: blandas, duras e instrumentales indispensables para la formación y profesionalización de nuestros estudiantes universitarios.

AGRADECIMIENTO

Agradecimiento a la Vicerrectoría de Investigación y Estudios de Posgrado de la Benemérita Universidad Autónoma de Puebla por el apoyo al grupo de investigación Interdisciplinariedad y Divulgación Científica de Materiales Avanzados para el Desarrollo Sustentable (IDCMADS) con No. de proyecto 00065-PVG/2025.

5. REFERENCIAS

- [1]. Skinner, B. (1958). Teaching Machines. Science, New Series, Volume 128, Issue 3330 pp. 969-977.
<https://app.nova.edu/toolbox/instructionalproducts/edd8124/fall11/1958-Skinner-TeachingMachines.pdf>
- [2]. Cherres Castro, A. M., Henckell Sime, E. C. L., Sandoval Peña, J. M. (2025). Habilidades blandas en estudiantes universitarios. Revista InveCom, 5(2), e502104. <https://doi.org/10.5281/zenodo.13984800>
- [3]. Acuña Vásconez, N. P., Navarrete Acuña, M. A., Navarrete Herrera, M. M. (2024). Integración de las Habilidades Blandas y su Impacto Laboral en los Estudiantes de Educación Superior en el Periodo 2023-2024. Ciencia Latina

- Revista Científica Multidisciplinar, 8(3), 7627-7643.
https://doi.org/10.37811/cl_rcm.v8i3.11958
- [4]. Islas-Torres, C., Franco-Casillas, S., & Carranza-Alcántar, M. del R. (2024). Promoción de habilidades blandas en estudiantes universitarios a través de las prácticas de enseñanza: validación de un instrumento. *Revista Innova Educación*, 6(4), 20-38. <https://doi.org/10.35622/j.rie.2024.04.002>
 - [5]. Ruiz-Vivanco, E. (2025). Dispositivos Educativos Escénicos Experimentales. Opinión e consulta. <https://www.e-consulta.com/opinion/2025-05-27/dispositivos-educativos-escenicos-experimentales>
 - [6]. Nicolescu, B. (2009). La Transdisciplinariedad. Manifiesto. Multiversidad Mundo Real.
 - [7]. Morin, E. (2009). Introducción al Pensamiento Complejo. Gedisa.
 - [8]. Ruiz, E. (2010). Actuar. CONACULTA.
 - [9]. González, R., Custodio, J. B., Abal, F. J. P. (2020). Propiedades psicométricas del Trait Meta-Mood Scale-24 en estudiantes universitarios argentinos. *Psicogente*, 23(44), 1-26. <https://doi.org/10.17081/psico.23.44.3469>
 - [10]. Ocaña, Z. J., García, L. G. A., Cruz, P. O. (2019). Propiedades Psicométricas del Trait Meta-Mood Scale (TMMS-24) en Adolescentes de Chiapas, México. *European Scientific Journal*, 15(16), <http://dx.doi.org/10.19044/esj.2019.v15n16p280>
 - [11]. Schmidt, L. (2012). Método de análisis holístico e interpretación de casos bioéticos. San Pablo.
 - [12]. Kostikova, I., Holubnycha, L., Girich, Z., & Movmyga, N. (2021). Soft skills development with university students at english lessons. *Revista Românească pentru Educație Multidimensională*, 13(1), 398-416. <https://doi.org/10.18662/rrem/13.1/378>
 - [13]. Montgomery, D.C. 2005. Design and analysis of experiments. John Wiley & Sons.
 - [14]. Mathews, P.G. 2005. Design of experiments with Minitab. Quality Press.

OXINET

S.M. Rodríguez Bocanegra; G.E Rodríguez González; A. Martínez Ramírez

Unidad Académica Multidisciplinaria Región Altiplano UAMRA-UASLP, Matehuala,
S.L.P., MÉXICO,
a308772@alumnos.uaslp.mx; a344463@alumnos.uaslp.mx; alejandro.martinez@uaslp.mx

RESUMEN

En la actualidad, el monitoreo remoto de los signos vitales se ha convertido en una herramienta clave para fortalecer la atención médica preventiva y hospitalaria. El proyecto Oxinet propuso el desarrollo de un dispositivo portátil basado en un microcontrolador ESP32 que integra el sensor MAX30102, capaz de medir de forma no invasiva la saturación de oxígeno en sangre (SpO₂) y la frecuencia cardíaca. Los datos obtenidos se muestran en una pantalla OLED y se transmiten en tiempo real mediante conectividad Wi-Fi utilizando el protocolo MQTT, lo que permitió su integración con una aplicación móvil creada en App Inventor. Durante las pruebas, el sistema mostró resultados confiables y una rápida respuesta en la adquisición y envío de datos, demostrando su potencial como herramienta accesible para el seguimiento de pacientes en hospitales o en el hogar. Investigaciones recientes respaldan la implementación de este tipo de tecnologías en entornos de salud digital (Durley. T., et al., 2023; Batool, I., 2025).

Palabras Claves: Microcontrolador ESP32, sensores MAX30102, monitoreo remoto.

ABSTRACT

Currently, remote monitoring of vital signs has become a key tool for strengthening preventive and hospital healthcare. The Oxinet project proposes the development of a wearable device based on an ESP32 microcontroller that integrates the MAX30102 sensor, capable of noninvasively measuring blood oxygen saturation (SpO₂) and heart rate. The data obtained is displayed on an OLED screen and transmitted in real time via Wi-Fi connectivity using the MQTT protocol, allowing its integration with a mobile application created in App Inventor. During testing, the system showed reliable results and a rapid response in data acquisition and transmission, demonstrating its potential as an accessible tool for patient monitoring in hospitals or at home. Recent research supports the implementation of this type of technology in digital health environments (Durley. T., et al., 2023; Batool, I., 2025).

Keywords: ESP32 microcontroller, MAX30102 sensors, remote monitoring.

INTRODUCCIÓN

El pulsioxímetro es un dispositivo esencial para medir la saturación de oxígeno (SpO₂) y la frecuencia cardíaca de manera no invasiva. Su relevancia se destacó durante la pandemia de COVID-19, ya que permitió la detección temprana de hipoxemias silenciosas, un problema

que afecta a muchos pacientes sin signos evidentes (Durley. T., et al., 2023; Batool, I., 2025). Esta situación evidenció la necesidad de contar con sistemas de monitoreo remoto sin contacto, capaces de brindar seguimiento continuo y seguro. El proyecto Oxinet propuso el diseño y desarrollo desde cero de un sistema integral que incluye un pulsioxímetro funcional y una red de comunicación basada en MQTT. Esto permitió transmitir los datos en tiempo real a una aplicación accesible y disponible para el personal médico, mejorando la atención y reduciendo la exposición física de médicos y pacientes (Batool, I., 2025; Salazar, P. F). La solución combina la construcción del hardware, programación del firmware y la integración a una aplicación personalizada, con el objetivo de optimizar el monitoreo continuo de pacientes tanto en hospitales como en el hogar.

MARCO TEÓRICO

El pulsioxímetro es un dispositivo utilizado para medir la saturación de oxígeno en la sangre (SpO_2) y la frecuencia cardíaca (HR), a través de la absorción de luz en diferentes longitudes de onda. Durante la pandemia de COVID-19, se evidenció la importancia de detectar de manera temprana la hipoxemia silenciosa, lo que impulsó la necesidad de sistemas de monitoreo remoto sin contacto.

El sensor MAX30102, integrado en pulsioxímetros modernos, permite obtener mediciones confiables de SpO_2 y HR mediante un emisor y receptor de luz, y su conexión con microcontroladores como el ESP32 facilita la construcción de dispositivos portátiles y conectados (SparkFun Electronics, s.f.). La transmisión de datos se puede realizar mediante protocolos de IoT, como MQTT, que garantizan la comunicación eficiente entre múltiples dispositivos y plataformas de visualización remota (Salazar, P. F).

Diversos estudios han mostrado que los sistemas de monitoreo de signos vitales basados en IoT y redes inalámbricas permiten alertas tempranas y seguimiento continuo de pacientes, lo que disminuye la necesidad de contacto físico y mejora la atención médica, siendo especialmente útiles para adultos mayores, niños y pacientes con enfermedades crónicas (Durley. T., et al., 2023; Batool, I., 2025).

METODOLOGÍA

El proyecto Oxinet se desarrolló con el objetivo de construir un sistema de monitoreo remoto de signos vitales basado en pulsioxímetros hechos desde cero, conectados mediante una red MQTT. Se realizó de manera sistemática, combinando diseño de hardware, programación, comunicación y visualización de datos.

Se ensambló un pulsioxímetro utilizando el sensor MAX30102, un microcontrolador ESP32 y una pantalla OLED para mostrar en tiempo real los valores de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca, como se muestra en la Figura 1. La elección del ESP32 se basó en su capacidad de procesamiento, conectividad Wi-Fi y compatibilidad con múltiples sensores. Para la programación del firmware se utilizó Arduino IDE para capturar, procesar y enviar los datos del sensor a través del protocolo MQTT, como se muestra en la Figura 2. Cada ESP32 funcionó como un cliente MQTT, transmitiendo datos a un broker accesible desde la

red local o internet. Para la visualización remota se desarrolló una aplicación en App Inventor que grafica los datos en tiempo real mediante el complemento ChartMaker, facilitando el seguimiento inmediato de variables, como se muestra en la Figura 3 y Figura 4. Todos los componentes se integraron en un diseño tipo pulsera fabricado mediante impresión 3D, priorizando la comodidad y portabilidad para el paciente, como se muestra en la Figura 5. Finalmente se procedió a la validación del sistema mediante pruebas experimentales con usuarios reales. Se realizaron mediciones a cuatro grupos poblacionales: niños (entre 6 y 12 años), atletas, personas mayores de 65 años y un grupo formado por adultos-jóvenes seleccionados al azar sin antecedentes clínicos conocidos. Se realizaron 40 pruebas bajo condiciones simuladas, calculando el porcentaje de saturación de oxígeno y la frecuencia cardiaca, para luego realizar una comparación entre cada grupo. Estas pruebas permitieron verificar la precisión en la captura de datos, la fiabilidad en la comunicación y la correcta visualización en la aplicación, asegurando que el sistema funciona de manera integrada y confiable para su uso.

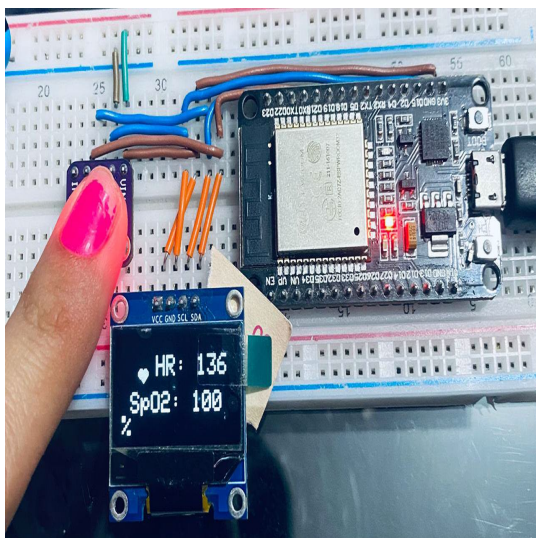


Figura 1. Circuito inicial de pulsioxímetros

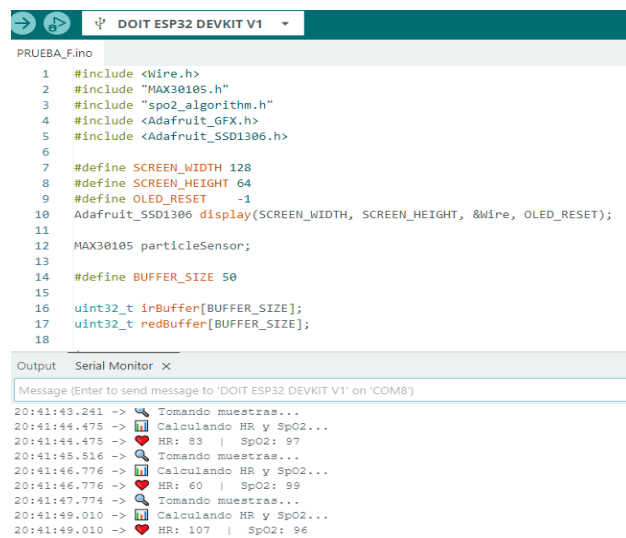


Figura 2. Programación del ESP32 en Arduino IDE

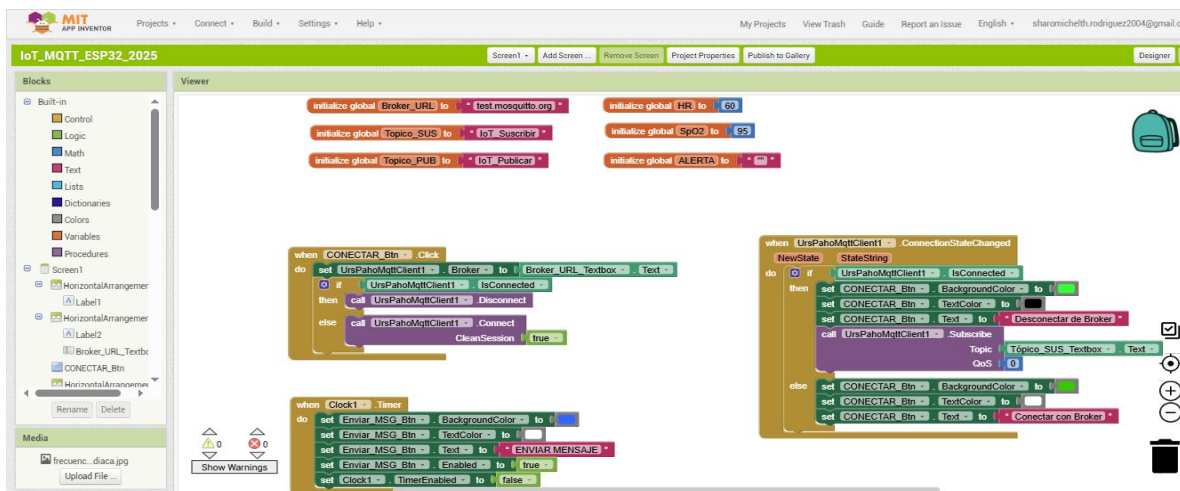


Figura 3. Programación de bloques en App Inventor



Figura 4. Aplicación móvil mostrando datos en tiempo real



Figura 5. Diseño de prototipo tipo pulsera

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Durante las mediciones, el sistema demostró un comportamiento estable, preciso y confiable, proporcionando datos continuos de saturación de oxígeno en sangre y frecuencia cardíaca. Estos datos fueron mostrados en tiempo real tanto en la pantalla OLED como en una plataforma visual conectada por Wi-Fi a través del protocolo MQTT.

Los resultados revelaron tendencias fisiológicas esperadas. Los atletas mostraron una frecuencia cardíaca en reposo significativamente más baja que los demás grupos, debido a su acondicionamiento físico, mientras que los niños presentaron una frecuencia cardíaca más alta y una excelente oxigenación. Las personas mayores evidenciaron una mayor variabilidad en los valores de SpO₂ y HR, lo cual refuerza la importancia de un monitoreo continuo para este grupo. En cuanto el grupo de personas al azar presentó valores intermedios y consistentes. Estos resultados confirman que el sistema es confiable y capaz de monitorear signos vitales en tiempo real para distintos perfiles de usuario, demostrando la viabilidad de nuestros pulsioxímetros. Esto se puede ver representado en la siguiente Figura.

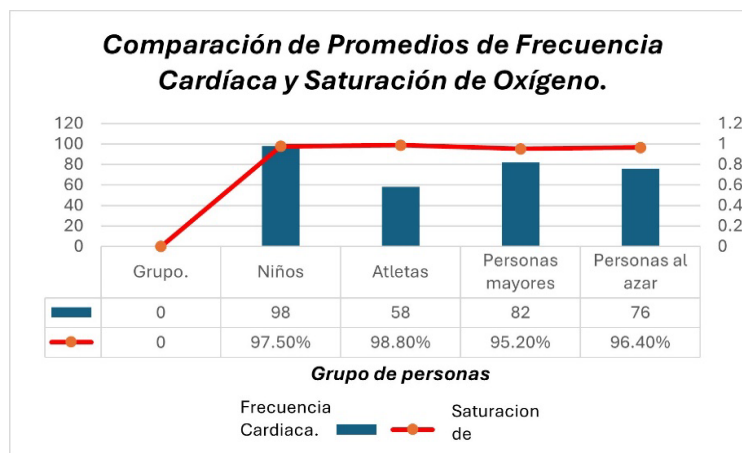


Figura 6. Comparación de promedios de frecuencia cardíaca y saturación de oxígeno de 40 pruebas realizadas

CONCLUSIONES

Los resultados obtenidos mostraron una adecuada precisión al comparar las mediciones de saturación de oxígeno y frecuencia cardíaca en diferentes perfiles de usuarios: niños, personas mayores, atletas y sujetos al azar. Estas variaciones eran coherentes con los rangos fisiológicos esperados, lo que valida el desempeño del sistema. El envío en tiempo real de los datos a una plataforma accesible por internet y su visualización en una pantalla OLED facilitan el monitoreo continuo sin necesidad de contacto físico, reduciendo riesgos y optimizando recursos de atención médica. En conclusión, OXINET es una alternativa viable y escalable para el monitoreo remoto de pacientes, con posibles aplicaciones en el seguimiento domiciliario, control de enfermedades crónicas y vigilancia postoperatoria.

BIBLIOGRAFÍA

- [1]. Durley-Torres, I., Guzmán-Luna, J. A., Barros-Ligan, C. M., & Gutiérrez-López, J. P. (2023). Medición de parámetros de signos vitales para emisión de alertas móviles. *Revista Politécnica*, 19(37), 43–56.
- [2]. SparkFun Electronics. (s.f.). MAX30102 Pulse Oximeter and Heart Rate Sensor. Recuperado de <https://www.sparkfun.com/products/15219>.
- [3]. Batool, I. (2025). RealTime health monitoring using 5G networks: a deep learning-based architecture for remote patient care.
- [4]. Salazar, P. F. (2024). Análisis de la seguridad del protocolo de transporte MQTT en dispositivos para internet de las cosas.

REDES NEURONALES YOLO V2 Y YOLO V4 PARA LA DETECCIÓN TEMPRANA DE LESIONES DE CÁNCER DE MAMA

Luis F. Luque Vega^{1,2}, Salvador Castro Tapia¹, Héctor Alonso Guerrero Osuna³, Luis Octavio Solís Sánchez³, Rafael Reveles Martínez⁴, Jorge Pablo Vega Borrego^{1,3}, Roilhi Frajo Ibarra Hernández⁵

¹Tecnológico Nacional de México, Instituto Tecnológico Superior de Jerez, salvador.ct@jerez.tecnm.mx, jorge.vb@jerez.tecnm.mx.

²Departamento de Procesos Tecnológicos e Industriales, ITESO, luisluque@iteso.mx.

³Posgrado en Ingeniería y Tecnología Aplicada, Unidad Académica de Ingeniería Eléctrica, Universidad Autónoma de Zacatecas, hectorguerrero@uaz.edu.mx, lsolis@uaz.edu.mx.

⁴Instituto Politécnico Nacional Campus Zacatecas, rvelesm@ipn.mx.

⁵Facultad de Ciencias, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, roilhi.ibarra@uaslp.mx.

RESUMEN

El cáncer de mamá sobresale como la principal muerte por tumores malignos en mujeres a nivel mundial con un aproximado de 670,000 defunciones en el año 2022. En México se registraron 7,888 defunciones. La detección temprana al inspeccionar mamografías es la técnica por excelencia para prevenir tal enfermedad y actualmente, el auge de las Redes Neuronales Convolucionales, contribuyen como nuevas técnicas de diagnóstico. En este trabajo se utilizaron un total de 9,344 imágenes de lesiones de cáncer de mama obtenidas de las bases de datos MIAS e INbreast; y se entrenaron las CNN YOLOv2 y YOLOv4; obteniendo 84.43% y 91.21% de precisión promedio al clasificar masas y microcalcificaciones tanto benignas como malignas.

Palabras claves: Cáncer de mama, Diagnóstico temprano, Aprendizaje profundo.

ABSTRACT

Breast cancer stands out as the main death due to malignant tumors in women worldwide, with approximately 670,000 deaths in the year 2022. 7,888 deaths from breast cancer were registered in Mexico. Early detection through mammogram inspection is the technique par excellence to prevent such disease and currently, the rise of Convolutional Neural Networks, contribute as techniques for early diagnosis. In this research, a total of 9,344 images of breast cancer lesions obtained from the MIAS and INbreast databases were used; training the YOLOv2 and YOLOv4 CNNs; obtaining 84.43% and 91.21% of average accuracy when classifying benign and malignant masses and microcalcifications.

Keywords: Breast cancer, Early diagnosis, Deep learning.

1. INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama es una enfermedad en la que células anormales en la mama crecen sin control, formando tumores que pueden propagarse y volverse mortales. Acorde a la Organización Naciones Unidas, el cáncer de mama es el más común a nivel mundial y afecta a millones de mujeres. En 2022, se diagnosticaron 2.3 millones de casos con 670,000 muertes por esta enfermedad en todo el mundo y fue el cáncer más común entre las mujeres de 157 de 185 países en 2022 [1] y entre 0.5% y 1% de los casos ocurren en hombres; sin embargo, es prevalente en todos los países, por ejemplo, en el año 2022 en México se registraron 23,790 casos nuevos entre la población de 20 años y más [2].

La Organización Mundial de la Salud, busca reducir la mortalidad por cáncer de mama en un 2.5% anual, para evitar 2.5 millones de muertes entre 2020 y 2040, enfocándose en Promoción de la salud y detección precoz, Diagnóstico oportuno y Tratamiento integral [1].

Actualmente, el Aprendizaje Profundo o Deep Learning (DL) ha logrado un gran avance en técnicas de detección y reconocimiento de objetos, con varias técnicas y topologías de redes neuronales que han sido aplicadas en la detección temprana del cáncer de mama a través del análisis de mamografías. En este trabajo, se presentan los resultados de los entrenamientos de dos arquitecturas de redes neuronales convolucionales (CNN) para la detección temprana de lesiones de cáncer de mama en mamografías al implementar detectores basados en YOLOV2 y YOLOV4 y comparar los resultados de las detecciones realizadas.

2. TEORÍA

La detección de cáncer de mama a través de la aplicación de métodos de inteligencia artificial ha sido ampliamente estudiada. Inicialmente las técnicas de machine learning para segmentación y clasificación se aplicaron en la detección de cáncer de mama con técnicas como árboles de decisión, máquinas de soporte vectorial (SVM), Regresiones lineales y Logísticas, K-Nearest Neighbors (KNN), Bosques Aleatorios y entre otros [3]. Con el desarrollo del aprendizaje profundo o Deep Learning, se introdujo a las CNN para cumplir los propósitos de segmentación, detección y clasificación de imágenes [4].

Posteriormente, nace la familia de CNN rápidas con los métodos R-CNN, Fast R-CNN y Faster R-CNN que operan sobre regiones tratadas como potenciales cajas limitantes y son el preámbulo de la técnica You Only Look Once (YOLO). Debido a su estructura de red simplificada y unificada, YOLO ofrece una alta velocidad que permite predecir a 45 fps y trata a la detección de objetos como un problema de regresión trabajando globalmente sobre los objetos de la imagen; aunque es deficiente al detectar objetos pequeños [5].

Una versión mejorada es YOLO V2, que utiliza cajas de anclaje para detectar objetos en una imagen y predecir 3 atributos para cada referencia, la intersección sobre la unión (IoU) que predice el puntaje de objetividad para cada caja de anclaje, su desplazamiento, y la probabilidad de clase [6]. La arquitectura de YOLOv2 se muestra en la Figura 1.

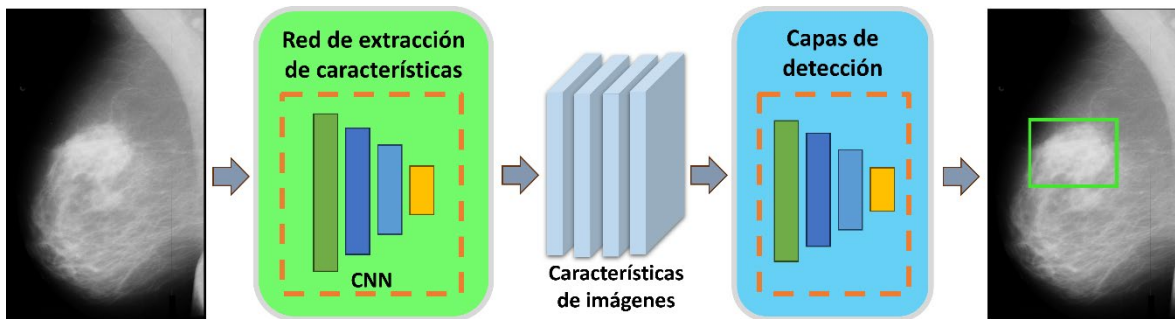


Figura 1. Arquitectura de YOLOv2

Posteriormente surgió YOLOv3, que es un algoritmo diseñado para detectar y clasificar múltiples objetos con una velocidad y precisión excepcionales. Mediante una red piramidal de características puede detectar objetos a tres escalas diferentes tanto pequeños como grandes, usando tres tamaños de núcleos: 13x13, 26x26 y 52x52. Su estructura base Darknet-53, equilibra la precisión y la eficiencia computacional mediante 53 capas convolucionales y en lugar de utilizar softmax para la clasificación [7], YOLOv3 emplea clasificadores logísticos independientes, lo que le permite gestionar etiquetas superpuestas [8].

En la versión YOLOv4, la red de detección de objetos se compone por tres partes. La columna vertebral puede ser una CNN pre entrenada como VGG16, CSPDarkNet53 o ImageNet y actúa como la red de extracción de mapas de características de las imágenes, para pasarlas al Cuello que está compuesto por un módulo de Agrupación Piramidal Espacial (SPP) y una Red de Agregación de Caminos (PAN). En la cabeza se procesan las características agregadas y predice las cajas limitantes, los puntajes de objetividad y los puntajes de clasificación [9]. La arquitectura de YOLOv4 se muestra en la Figura 2.

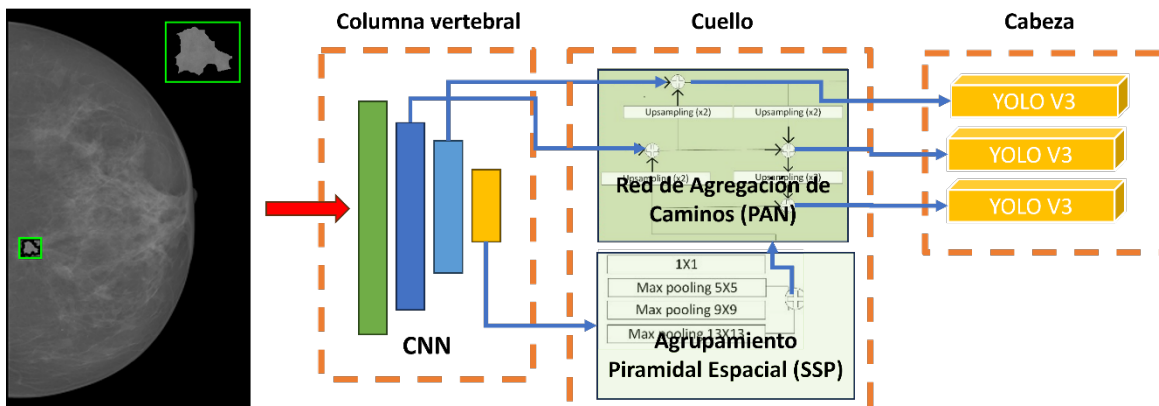


Figura 2. Arquitectura de YOLOv4

En cuanto a la detección temprana de cáncer de mama se han realizados varias investigaciones, dentro de las cuáles, en [10], se propone un sistema Diagnóstico Asistido por Computadora (CAD) que utiliza DL para mejorar la detección y clasificación de lesiones mamarias en mamografías digitales de rayos X mediante YOLO, con puntuaciones F1 del 99,28 % para el conjunto DDSM y 98,02 % para INbreast [11], mejorando debido al

clasificador InceptionResNet-V2 modificado, con altas precisiones del 97,50 % en DDSM y 95,32 % en INbreast con una velocidad de procesamiento de 0,025 segundos por mamografía.

A su vez, en marzo de 2021, un estudio evaluó diferentes versiones del modelo YOLO (v1, v2 y v3) para la detección y clasificación de masas mamarias en mamografías. Usando el conjunto de datos FFDM e INbreast, se determinó que YOLO-v3 ofrecía el mejor rendimiento, detectando el 89,4 % de las masas en INbreast con una precisión promedio del 94,2 % para masas benignas y 84,6 % para malignas y a su vez, se mejoró la precisión al sustituir la red de clasificación de YOLO por ResNet (91,0 %) e InceptionV3 (95,5 %) [12].

Otra investigación presentó un enfoque en tres fases aplicado a la base de datos INbreast para mejorar la detección de masas en cortes superpuestos pequeños, empleando YOLO-V4 para identificar masas tanto en las imágenes completas como en los cortes, obteniendo un 95 % de precisión para clasificar masas como benignas o malignas, superando así a métodos recientes en efectividad diagnóstica [13].

3. PARTE EXPERIMENTAL

3.1 Bases de datos de mamografías y aumentación de datos.

En este trabajo se utilizaron las bases de datos INBreast [11] y Mammographic Image Analysis Society MIAS [14]. INbreast contiene 115 casos con 410 imágenes DICOM y 4 mamografías por caso en sus vistas craneocaudales (CC) y medio lateral oblicuas (MLO) [11]. Originalmente se anotaron 539 lesiones; solo reportan grupos de calcificaciones y no se listan todas las masas; por lo tanto, procedimos a registrar microcalcificaciones por separado y en grupos más pequeños, además de masas más visibles para alimentar las redes neuronales para el entrenamiento y las pruebas.

La base de datos MIAS contiene 161 casos con 322 imágenes digitalizadas en formato PGM con 204 mamografías normales, 118 con alguna lesión y de estas, 66 son benignas y 52 malignas, además de que se provee anotaciones con el tipo de tejido, la clase de la anomalía, su severidad, las coordenadas de la lesión y el radio [14].

Con la finalidad de obtener un mayor número de anotaciones, se procedió a realizar una aumentación de datos, al aplicar la técnica de Ecuilización Adaptiva de Histograma por Limitación de Contraste (CLAHE) sobre las mamografías y sus lesiones o regiones de interés (ROI); en la Figura 3, se observa la basta mejora sobre la mamografía al aplicar la técnica CLAHE [15], siendo que se pueden observar de mejor manera las estructuras de la mama.

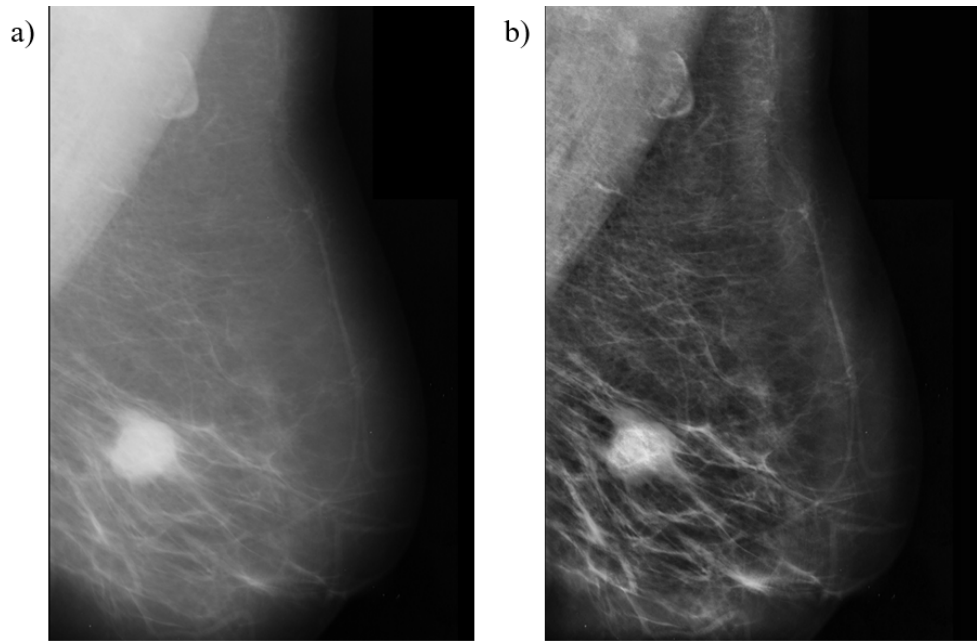


Figura 3. Mejora de la mamografía CLAHE, a) Mamografía original, b) Mamografías tras aplicar CLAHE

Continuando con la aumentación de datos, se realizaron rotaciones de 90° , 180° y 270° de las imágenes, además de quitar el fondo de las de las lesiones y finalmente realizando una rotación horizontal. Tales aumentaciones se pueden observar en las Figura 4.

Con toda esta aumentación de datos, se obtuvieron un total de 9,344 anotaciones de lesiones de mama en las mamografías de ambas bases de datos, y se resumen en la Tabla 1.

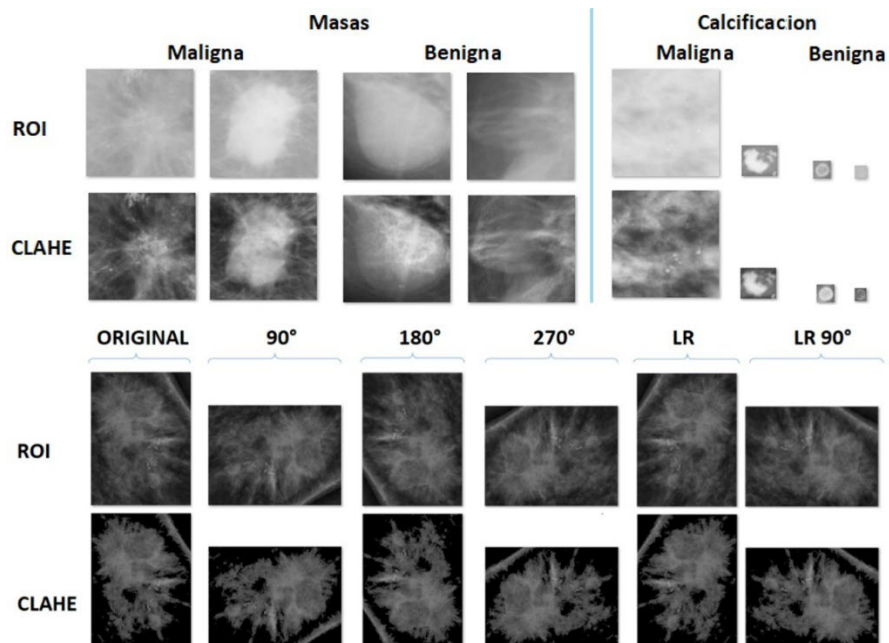


Figura 4. Imagen resultante al aplicar CLAHE y sus rotaciones

Tabla 1. Resultados de la aumentación de datos

ROI	Anotaciones Originales	Anotaciones Extras	CLAHE	90°	180°	270°	Sin fondo	Rotación horizontal	Totales
Calcificación Benigna	240	392	407	803	494	0	0	0	2336
Calcificación Maligna	86	70	73	146	146	146	584	1085	2336
Masa Benigna	91	75	88	217	217	217	868	563	2336
Masa Maligna	122	102	153	306	306	306	0	1041	2336
Totales	539	639	721	1472	1163	669	1452	2689	9344

3.3 Aprendizaje Por Transferencia y Entrenamiento

Utilizando aprendizaje por transferencia, se puede rentrenar una red funcional y probada ampliamente; en este caso, para la detección temprana de lesiones de cáncer de mama. En esta investigación se utilizan las redes YOLOv2 Y YOLOv4, no se utiliza YOLOv3 debido a que la cuarta versión utiliza esta red en su tercer sección o cabeza.

Para la red YOLOv2 se utiliza ResNet-50 como red de extracción de características, y la red de detección se compone de capas de convolución y capas específicas para el modelo V2 que son incrustadas en la capa 141 "activation_40_relu". Como salida se obtiene un mapa de características con un submuestreo por un factor de 16, balanceando la resolución espacial y la intensidad de las características extraídas. Se utilizó optimizador ADAM, un minilote de 4, una tasa inicial de aprendizaje de 1×10^{-3} y un máximo de 10 épocas. Al utilizar la topología de YOLOv4, se establecen las clases, y las cajas de anclaje estimadas, usando tiny-yolov4-coco como red de extracción de características. Se utiliza un optimizador Adam, con un factor de decaimiento del gradiente de 0.9, una tasa de aprendizaje 1×10^{-3} y un tamaño de minilote igual a 4. También se utiliza una pérdida de validación baja para obtener un mejor detector, con una frecuencia de validación sobre los datos igual a 1000, junto con una frecuencia de informe (verbose) igual a 20 para cada iteración; durante 80 épocas. Ambos detectores fueron entrenados en una laptop con procesador AMD Ryzen 5 5500U con 12 GB en RAM y una GPU AMD Radeon (TM), lo cual explica los tamaños chicos de mini lotes ya que estos recursos son bajos y se emplea mucho tiempo para el entrenamiento.

Al evaluar las métricas de eficiencia de las redes, es importante definir los casos Verdaderos Positivos (TP) y Negativos (TN), los casos Falsos Positivos (FP), y Negativos (FN), que se definen con las ecuaciones (1) a (4), y con ellos podemos obtener la precisión promedio (5) y el recall (6) o recuperación. Con estas métricas se puede construir la matriz de confusión para los detectores basados en YOLOv2 y YOLOv4.

$$TP_i = a_{ii} \quad (1)$$

$$FP_i = \sum_{l=1}^n a_{li} - TP_i \quad (2)$$

$$FN_i = \sum_{l=1}^n a_{il} - TP_i \quad (3)$$

$$TN_i = \sum_{l=1}^n \sum_{k=1}^n a_{lk} - TP_i - FP_i - FN_i \quad (4)$$

$$Precisión = \frac{TP_i + TN_i}{TP_i + TN_i + FP_i + FN_i} \quad (5)$$

$$Recall = \frac{TP_i}{TP_i + FN_i} \quad (6)$$

Utilizando las 9344 imágenes de lesiones de cáncer de mama obtenidas de las bases de datos MIAS e INbreast; se entrenaron las redes YOLOV2 y YOLOV4 con el 70% de las imágenes correspondientes a 6540; y el 30% restante se utilizó para pruebas y validación, siendo 2,804 lesiones con sus mamografías. Las métricas de rendimiento se pueden apreciar en las matrices de confusión de la Figura 5, obteniendo un 84.43% de precisión promedio en la red YOLOv2 al clasificar masas y microcalcificaciones tanto benignas como malignas y un 91.21% para YOLOv4; demostrando una gran capacidad de detección para ser implementadas dentro de sistemas CAD.

En la Figura 6, se puede observar la gráfica de la precisión promedio en la red YOLOV4, que mostró mejores resultados; se utilizó un valor de umbral de traslape de cajas de anclaje muy bajo con un valor de 0.01; si este valor se aumenta, la precisión promedio disminuye.

a)	Calcificación Benigna	621 22.1%	73 2.6%	5 0.2%	2 0.1%	88.6% 11.4%
	Calcificación Maligna	71 2.5%	591 21.1%	21 0.7%	18 0.6%	84.3% 15.7%
	Masa Benigna	18 0.6%	10 0.4%	565 20.1%	108 3.9%	80.6% 19.4%
	Masa Maligna	5 0.2%	3 0.1%	103 3.7%	590 21.0%	84.2% 15.8%
		86.9% 13.1%	87.3% 12.7%	81.4% 18.6%	82.2% 17.8%	84.4% 15.6%
Clase predicha		Calcificación Benigna	Calcificación Maligna	Masa Benigna	Masa Maligna	
Clase objetivo						
b)	Calcificación Benigna	661 23.6%	32 1.1%	8 0.3%	0 0.0%	94.3% 5.7%
	Calcificación Maligna	54 1.9%	637 22.7%	9 0.3%	1 0.0%	90.9% 9.1%
	Masa Benigna	1 0.0%	2 0.1%	655 23.4%	43 1.5%	93.4% 6.6%
	Masa Maligna	0 0.0%	3 0.1%	95 3.4%	603 21.5%	86.0% 14.0%
		92.3% 7.7%	94.5% 5.5%	85.4% 14.6%	93.2% 6.8%	91.2% 8.8%
		Calcificación Benigna	Calcificación Maligna	Masa Benigna	Masa Maligna	

Figura 5. Matrices de confusión: a) YOLOv2 con precisión promedio de 84.4% y b) YOLOv4 con precisión promedio de 91.2%

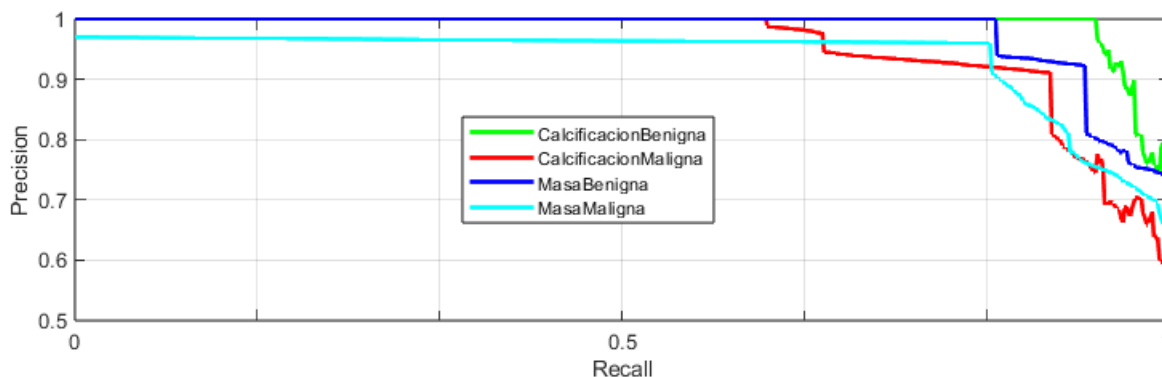


Figura 6. Precisión promedio de la red YOLOV4

4. CONCLUSIONES

La evolución de las CNN ha generado un gran avance en el campo de la imagenología médica y sus altos porcentajes de detección pueden ser utilizados en la detección temprana del cáncer de mama.

Las métricas de desempeño en cuanto a precisión promedio de la red YOLOV4 (91.21%) superan a las de YOLOV2 (84.43%), con una diferencia del 6.78, siendo un algoritmo más robusto para la detección precisa de lesiones de cáncer de mama gracias a su detección multiescala y a las capas de clasificación de YOLOv3.

En la matriz de confusión del detector basado en YOLOv4, se observa que la detección de masas benignas es donde ocurren mayores errores de detección con una precisión del 85.4%, confundiendo con masas malignas, mientras que la mayor precisión del detector es al clasificar las calcificaciones malignas con una precisión del 94.5%.

El valor umbral de traslape de las cajas de anclaje genera una alta precisión promedio en la detección de las lesiones de cáncer de mama y al aumentar este umbral la precisión disminuye.

5. REFERENCIAS

- [1] Organización Mundial de la Salud, “Cáncer de mama,” OMS, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/breast-cancer>
- [2] Instituto Nacional de Estadística y Geografía, “Estadística a propósito del Día Internacional de la lucha contra el Cáncer de Mama (19 de octubre),” INEGI, 2023. [En línea]. Disponible en: https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2023/EAP_CMAMA23.pdf.
- [3] A. Khalid, A. Mehmood, A. Alabrah, B. F. Alkhamees, F. Amin, H. AlSalman, y G. S. Choi, “Breast cancer detection and prevention using machine learning,” **Diagnostics**, vol. 13, 3113 (2023) [doi:10.3390/diagnostics13193113].
- [4] S. Castro-Tapia, C. L. Castañeda-Miranda, C. A. Olvera-Olvera, H. A. Guerrero-Osuna, J. M. Ortiz-Rodriguez, M. d. R. Martínez-Blanco, G. Díaz-Florez, J. D. Mendiola-Santibañez, y L. O. Solís-Sánchez, “Classification of breast cancer in mammograms with deep learning adding a fifth class,” **Appl. Sci.**, vol. 11, 11398 (2021) [doi:10.3390/app112311398].
- [5] J. Redmon, S. Divvala, R. Girshick, y A. Farhadi, “You only look once: Unified, real-time object detection,” en **Proc. IEEE Conf. Comput. Vis. Pattern Recognit.* (CVPR)*, (2016). [En línea]. Disponible en: <http://pjreddie.com/yolo/>.
- [6] J. Redmon y A. Farhadi, “YOLO9000: Better, Faster, Stronger,” University of Washington, Allen Institute for AI, [Online]. Disponible: <http://pjreddie.com/yolo9000/>.
- [7] C. M. Bishop, *Pattern Recognition and Machine Learning*, Springer, New York (2006), <https://link.springer.com/book/9780387310732>.

- [8] [1] K. J. Oguine, O. C. Oguine, and H. I. Bisallah, "YOLO v3: Visual and Real-Time Object Detection Model for Smart Surveillance Systems(3s)," Proc. SPIE 56637, Information Technology for Education and Development (ITED), 10051233 (2022). <https://doi.org/10.1109/ITED56637.2022.10051233>
- [9] Bochkovskiy, A., Wang, C. Y., and Liao, H. Y. M., "YOLOv4: Optimal Speed and Accuracy of Object Detection", arXiv, (2020). <https://arxiv.org/pdf/2004.10934>.
- [10] M. A. Al-antari, S.-M. Han, y T.-S. Kim, "Evaluation of deep learning detection and classification towards computer-aided diagnosis of breast lesions in digital X-ray mammograms," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 196, 105584 (2020) [[doi:10.1016/j.cmpb.2020.105584](https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2020.105584)].
- [11] Moreira, I. C., Amaral, I., Domingues, I., Cardoso, A., Cardoso, M. J., and Cardoso, J. S., "INbreast: Toward a Full-field Digital Mammographic Database", Academic Radiology, 19(2), 93-97, (2024). <https://www.ijarsct.co.in/Paper17515.pdf>
- [12] A. M. Abdel-Zaher y A. M. Eldeib, "Breast cancer classification using deep belief networks," *Comput. Methods Programs Biomed.*, vol. 133, pp. 105–113 (2020) [[doi:10.1016/j.cmpb.2020.105823](https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2020.105823)].
- [13] G. Hamed, M. Marey, S. E. Amin, y M. F. Tolba, "Automated breast cancer detection and classification in full field digital mammograms using two full and cropped detection paths approach," *IEEE Access* (2021) [[doi:10.1109/ACCESS.2021.3105924](https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3105924)].
- [14] Suckling, J., Parker, J., Dance, D., Ashley, S., Hutt, I., Boggis, C., Ricketts, I., Stamatakis E., Cerneaz, N., et al, "Mammographic Image Analysis Society (MIAS)", Database v1.21 [Dataset], (2015). <https://www.repository.cam.ac.uk/items/b6a97f0c-3b9b-40ad-8f183d121eef1459>.
- [15] K. Zuiderveld, "Contrast limited adaptive histogram equalization," en *Graphic Gems IV*, Academic Press Professional, San Diego, CA (1994), pp. 474–485.

RECONOCIMIENTO DE TROFOZOÍTOS DE *E. HISTOLYTICA* UTILIZANDO APTÁMEROS DE DNA

Alondra Cisneros-Sarabia^a, Juan David Ospina-Villa^b, Esther Ramírez-Moreno^a, Gregorio A. Mancilla-Martínez^a, Laurence A. Marchat^a

^a Escuela Nacional de Medicina y Homeopatía, Instituto Politécnico Nacional, Ciudad de México

acisneross1903@alumno.ipn.mx, maramirezmo@ipn.mx
gmancillam1500@alumno.ipn.mx, lmarchat@ipn.mx

^b Instituto Colombiano de Medicina Tropical, Universidad CES, Antioquia, Colombia
jospina@ces.edu

RESUMEN

Las limitantes existentes en el diagnóstico de la amibiasis intestinal causada por *Entamoeba histolytica*, evidencian la necesidad de desarrollar nuevas alternativas para detectar al parásito. Los aptámeros (secuencias de DNA o RNA de cadena sencilla) representan una herramienta novedosa y de bajo costo para el reconocimiento de proteínas y otros tipos de blancos, por lo que pueden utilizarse para el tratamiento o diagnóstico de diversas enfermedades. Por lo tanto, el objetivo del trabajo fue obtener aptámeros de DNA que reconozcan a los trofozoítos de *E. histolytica*. En este estudio, se realizó la estrategia Bio-SELEX para la obtención de aptámeros de DNA dirigidos contra las proteínas de membrana de *E. histolytica* y se empleó la técnica de *Dot Blot* para su validación. Las secuencias de ssDNA obtenidas de la última ronda de selección del Bio-SELEX fueron capaces de reconocer a las proteínas de *E. histolytica* en el ensayo de *Dot Blot*, a diferencia de las secuencias no unidas proveniente de la primera ronda de selección.

Palabras claves: *Entamoeba histolytica*, aptámeros, Bio-SELEX, proteínas de membrana

ABSTRACT

The limitations in the diagnosis of intestinal amoebiasis caused by *Entamoeba histolytica* highlight the need to develop new alternatives for detecting the parasite. Aptamers (single-stranded DNA or RNA sequences) represent a novel and low-cost tool for the recognition of proteins and other types of targets and can therefore be used for the treatment or diagnosis of various diseases. Therefore, the objective of this work was to obtain DNA aptamers that recognize *E. histolytica* trophozoites. In this study, the Bio-SELEX strategy was used to obtain DNA aptamers directed against *E. histolytica* membrane proteins, and the *Dot Blot* technique was used for their validation. The ssDNA sequences obtained from the last round of Bio-SELEX selection were able to recognize *E. histolytica* proteins in the *Dot Blot* assay, unlike the unbound sequences from the first round of selection.

Key words: *Entamoeba histolytica*, aptamers, Bio-SELEX, membrane proteins

1. INTRODUCCIÓN

La amibiasis intestinal es ocasionada por el parásito protozoario extracelular *Entamoeba histolytica*, el cual presenta la forma de trofozoíto y quiste (forma infectiva) y causa aproximadamente 40,000 a 100,000 muertes al año. En 2025, hasta el mes de mayo, se han reportado más de 25,000 casos de amibiasis intestinal en México, afectando diferentes estados de la República Mexicana como, Puebla, Guerrero, Oaxaca, Tabasco, *etc.*, [1]. En los laboratorios clínicos de rutina, es necesario contar con un diagnóstico adecuado para evitar tratamientos innecesarios en personas que albergan especies de *Entamoeba* no patógenas. Sin embargo, esto representa un desafío ya que se basa en síntomas clínicos y pruebas de laboratorio, como la microscopía, que carecen de alta sensibilidad y especificidad, ya que no se puede distinguir *E. histolytica* de las especies morfológicamente idénticas, pero no patógenas *E. dispar*, *E. moshkovskii* y *E. bangladeshi* [2]. Debido a estos problemas, las técnicas inmunológicas y moleculares serían una gran alternativa; no obstante, el costo, así como la necesidad de infraestructura, equipos específicos y personal altamente capacitado, siguen siendo una barrera para su uso en laboratorio clínicos en la mayoría de las zonas endémicas, por lo tanto es necesario la búsqueda de nuevas alternativas para el diagnóstico de la amibiasis intestinal [3].

2. TEORÍA

Los aptámeros también llamados anticuerpos químicos son moléculas de DNA y RNA de cadena sencilla, de aproximadamente 80 nucleótidos cuya secuencia les permite adquirir estructuras tridimensionales únicas para el reconocimiento de diferentes blancos como: antibióticos, péptidos, proteínas, virus, hormonas, parásitos *etc.* Estas moléculas de DNA o RNA, con ventajas superiores a los anticuerpos, se obtienen a través de una estrategia denominada Evolución Sistemática de Ligandos mediante Enriquecimiento EXponencial (SELEX, por sus siglas en inglés), la cual sigue cuatro etapas principales: incubación, selección, amplificación y secuenciación [4]. Actualmente, se han descrito diferentes variantes de esta metodología SELEX; entre ellas, la estrategia Bio-SELEX permite obtener aptámeros que tengan como función la identificación de biomarcadores a partir de muestras biológicas, con el objetivo de ser utilizados en el diagnóstico de enfermedades infecciosas y no infecciosas [5]. Por lo tanto, el objetivo de este trabajo fue obtener aptámeros de DNA que permitan el reconocimiento de trofozoítos de *E. histolytica* a través de una proteína de membrana (biomarcador).

3. METODOLOGÍA

Se realizó la estrategia denominada Bio-SELEX con una biblioteca de DNA de cadena sencilla (ssDNA) de 80 bases y proteínas de membrana de *E. histolytica*. Primeramente, la biblioteca de DNA (50 µL a 220 ng/µL + 50 µL de buffer SELEX) se puso en contacto con las proteínas de membrana de la amiba (300 ng) previamente fijadas en una placa de 96 pozos con buffer de carbonatos pH 9.6. Las secuencias de ssDNA no unidas se eliminaron y las moléculas unidas se amplificaron por PCR para hacer las siguientes rondas de selección

positiva. Finalmente, para la ronda de selección negativa, se utilizaron proteínas de membrana de la especie no patógena *E. dispar* (300 ng) (Figura 1), siguiendo el procedimiento previamente mencionado. El ensayo se realizó por duplicado. Posteriormente, se verificó la unión del pool de aptámeros (100 ng) seleccionados a las proteínas de membrana de *E. histolytica* (1500 y 750 ng) goteadas en una membrana de nitrocelulosa con un poro de 0.45 μm . En este ensayo de *Dot Blot*, se usaron aptámeros biotinilados y la detección de las proteínas se realizó mediante quimioluminiscencia

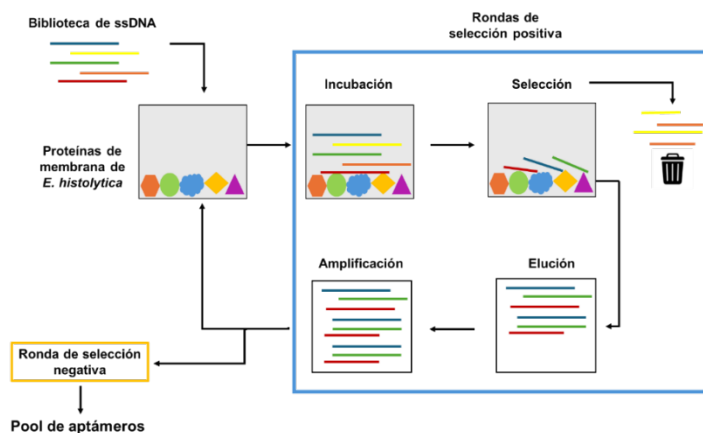


Figura 1. Estrategia Bio-SELEX para la obtención de aptámeros de DNA para el reconocimiento de trofozoítos de *E. histolytica*

4. RESULTADOS

Los resultados de la estrategia Bio-SELEX permitieron obtener un pool de secuencias de ssDNA seleccionadas por su interacción con proteínas de membrana de *E. histolytica*. Mediante la técnica de *Dot Blot* se pudo confirmar que los aptámeros biotinilados obtenidos (ssDNA unido) reconocen a las proteínas de membrana de *E. histolytica* (1500 y 750 ng) fijadas en una membrana de nitrocelulosa, mientras que las secuencias no seleccionadas (ssDNA no unido) no presentan ningún reconocimiento hacia estas proteínas; de manera interesante, la intensidad de la señal depende de la concentración (Figura 2). Aún se sigue validando el reconocimiento de las proteínas de membrana de *E. histolytica* por el pool de aptámeros a través de otras metodologías como Aptablot o ensayos de ELASAs (*Enzyme-Linked Aptamer Sorbent Assay*) con la finalidad de caracterizar la afinidad, especificidad y selectividad de los aptámeros.

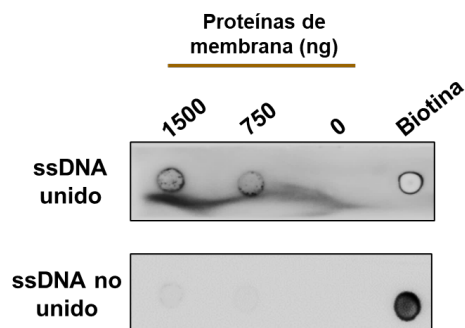


Figura 2. Ensayo de *Dot Blot* para confirmar la detección de proteínas de membrana de *E. histolytica* por el pool de aptámeros de DNA (ssDNA unido) seleccionados por el método de Bio-SELEX

5. CONCLUSIONES

La estrategia Bio-SELEX permitió obtener aptámeros de DNA que reconocen a las proteínas de membrana de *E. histolytica*. Estas secuencias podrían servir en el futuro para desarrollar un nuevo método de diagnóstico económico, fácil de usar, y rápido, para la identificación de trofozoítos en muestras de heces de pacientes infectados.

6. REFERENCIAS

- [1]. Secretaría de Salud, «Boletín Epidemiológico Sistema Nacional de Vigilancia Epidemiológica / Sistema Único de Información: Semana 20, 2025», Boletín Epidemiológico, 2025. [En línea]. Disponible en: <https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/998327/sem20.pdf>
- [2]. J. C. Carrero *et al.*, Intestinal amoebiasis: 160 years of its first detection and still remains as a health problem in developing countries, *International Journal of Medical Microbiology*, vol. 310, n. 1, p. 151358, ene. 2020, [doi: 10.1016/j.ijmm.2019.151358](https://doi.org/10.1016/j.ijmm.2019.151358).
- [3]. S. Saidin, N. Othman, y R. Noordin, «Update on laboratory diagnosis of amoebiasis», *Eur J Clin Microbiol Infect Dis*, vol. 38, n.º 1, pp. 15-38, ene. 2019, [doi: 10.1007/s10096-018-3379-3](https://doi.org/10.1007/s10096-018-3379-3).
- [4]. J. D. Ospina, «Los aptámeros como novedosa herramienta diagnóstica y terapéutica y su potencial uso en parasitología», *biomedica*, vol. 40, n. Supl. 1, pp. 148-165, may 2020, [doi: 10.7705/biomedica.4765](https://doi.org/10.7705/biomedica.4765).
- [5]. M. Morales-Velásquez, J. P. Barón-Vera, M. I. Pulgarín-Osorio, M. M. Sánchez-Jiménez, y J. D. Ospina-Villa, «Identification of the ATPase alpha subunit of *Trypanosoma cruzi* as a potential biomarker for the diagnosis of Chagas disease», *Biomarkers*, vol. 28, n. 7, pp. 599-607, oct. 2023, [doi: 10.1080/1354750X.2023.2255756](https://doi.org/10.1080/1354750X.2023.2255756).

ANÁLISIS DE HOMOGENEIDAD EN MALLAS DE POLÍMERO REFORZADO CON BaSO_4 FABRICADAS MEDIANTE IMPRESIÓN 3D

A. Guerra, R. Agustin.Serrano, E. Moreno

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla,
Pue. Puebla,

ariadna.guerrah@alumno.buap.mx, ricardo.agustin@correo.buap.mx,
emoreno@fcfm.buap.mx

RESUMEN

Este proyecto analiza la distribución del sulfato de bario (BaSO_4) en escamas de mallas impresas en 3D, desarrolladas como alternativas al plomo en vestimentas de protección radiológica. Se fabricaron dos tipos de escamas: tipo hoja y con punta redonda utilizando una mezcla de 70% resina fotosensible y 30% BaSO_4 en peso. La homogeneidad de la distribución del compuesto se evaluó mediante radiografías y análisis con el software ImageJ. Los resultados mostraron desviaciones estándar de 22.562 para la escama tipo hoja, 11.426 para la de punta redonda y 1.908 para el collarín plomado de referencia. Esto resalta la necesidad de optimizar el diseño y proceso de impresión para mejorar la homogeneidad de la distribución del BaSO_4 dentro de las mallas.

Palabras clave: Impresión 3D, BaSO_4 , homogeneidad de distribución.

ABSTRACT

This study investigates the distribution of barium sulfate (BaSO_4) within 3D printed mesh scales developed as a lead free alternative for radiological protective garments. Two types of scales, leaf shaped and rounded tip, were fabricated using a 70% of photosensitive resin and 30% of BaSO_4 mix by weight. The homogeneity of BaSO_4 distribution was assessed through radiographic imaging and quantitative analysis using ImageJ software. Standard deviation values were 22.562 for the leaf shaped scale, 11.426 for the rounded tip scale, and 1.908 for conventional leaded collar used as a reference. These findings highlight the need to optimize both the design and the printing process to improve the uniformity of BaSO_4 distribution within the printed meshes.

Key words: 3D printing, BaSO_4 , homogeneity of distribution.

1. INTRODUCCIÓN

La radiación ionizante, aunque indispensable en procedimientos clínicos de diagnóstico como son las radiografías, tomografías y mamografías, representa un riesgo potencial para la salud tanto de los pacientes como del personal ocupacionalmente expuesto (POE). Para

mitigar estos riesgos, una de las principales estrategias en el área de protección radiológica es el uso de vestimenta de blindaje [1]. Generalmente, estos dispositivos se fabrican con plomo (Pb), gracias a su alta densidad y número atómico, lo que le otorga una excelente capacidad para atenuar la radiación ionizante.

Sin embargo, la toxicidad, peso elevado y poca flexibilidad del plomo, genera incomodidad y posibles riesgos para la salud en usos prolongados. Estas desventajas han impulsado la búsqueda e investigación de materiales alternativos que ofrezcan una protección eficiente sin comprometer la seguridad ni la comodidad del usuario.

En esta línea, las tecnologías de impresión 3D han cobrado relevancia, ya que permiten fabricar estructuras complejas y personalizadas incorporando materiales atenuadores como óxido de gadolinio [2] o sulfato de bario (BaSO_4) [3]. No obstante, para asegurar una protección efectiva con materiales compuestos, es fundamental lograr una distribución uniforme del componente atenuador. Una dispersión desigual puede generar zonas de baja densidad, reduciendo la eficacia del blindaje.

2. OBJETIVO

En el presente proyecto se evaluó la homogeneidad en la distribución de BaSO_4 en escamas integradas a mallas, ambas diseñadas y fabricadas mediante impresión 3D. Para ello se utilizaron dos diferentes geometrías de escamas, una con forma de hoja y otra con punta redonda, para optimizar el diseño de estas estructuras de modo que puedan ser una alternativa funcional y segura al plomo en vestimentas de protección radiológica.

3. MARCO TEÓRICO

3.1 Radiación ionizante y protección radiológica

La radiación ionizante es una forma de energía capaz de desprender electrones de los átomos con los que interactúa [4]. Se utiliza ampliamente en el diagnóstico médico por imagen, en procedimientos como radiografías, mamografías y tomografías, debido a su capacidad para atravesar tejidos y generar imágenes internas del cuerpo.

Sin embargo, la exposición a esta radiación puede tener efectos adversos para la salud, ya sea en dosis altas, o en dosis bajas durante un periodo largo de tiempo. Estos efectos se dividen en dos categorías: determinísticos y estocásticos, según exista o no un umbral de dosis para que estos puedan manifestarse.

Los efectos determinísticos presentan un umbral mínimo de dosis, por encima del cual se producen daños evidentes y cuya gravedad aumenta con la dosis. Entre ellos se encuentran el síndrome de irradiación aguda, que puede afectar distintos sistemas del organismo, como el hematopoyético (provocando hemorragias, anemia, entre otros síntomas), el gastrointestinal (causando efectos como vómito o diarrea) y el nervioso central (donde se manifiestan efectos como la pérdida de conciencia y coordinación muscular), así como quemaduras en la piel y, en casos extremos, la muerte [5].

Por otro lado, los efectos estocásticos no presentan un umbral definido, en este caso, la probabilidad de ocurrencia aumenta con la dosis, aunque su gravedad no depende de ella. Los principales efectos estocásticos incluyen ciertos tipos de cáncer inducido por radiación como el de mama o piel, así como daños genéticos hereditarios [6].

Debido a estos riesgos, la protección radiológica se basa en tres principios fundamentales: la justificación de los procedimientos, optimización (bajo el criterio ALARA, por sus siglas en inglés: As Low As Reasonably Achievable), y limitación de dosis. En particular, el POE, como técnicos radiólogos y médicos intervencionistas, requieren el uso de barreras físicas y vestimenta especializada para reducir su exposición acumulada. En este contexto, el desarrollo de materiales atenuadores de radiación que sean eficientes, seguros, livianos y cómodos resulta esencial para garantizar una práctica clínica segura y sostenible.

3.2 Plomo (Pb) y BaSO₄ como materiales atenuadores de radiación

En el ámbito del diagnóstico por imagen, el plomo (Pb) ha sido uno de los materiales de referencia para la protección radiológica. Esto se debe a su alta densidad (11.35 g/cm³) y número atómico ($Z = 82$), propiedades que le confieren una excelente capacidad de atenuación frente a la radiación ionizante, principalmente a través del efecto fotoeléctrico y el efecto Compton.

Gracias a estas características, el plomo se emplea comúnmente en elementos de protección personal como mandiles, chalecos, guantes y collarines. Estos dispositivos requieren espesores entre 0.25 a 1.00 mm equivalentes de Pb, dependiendo del nivel de exposición. Sin embargo, su elevada densidad también representa una desventaja significativa: el peso de la vestimenta (varía entre 1.5 a 12.5 kg) puede causar incomodidad y fatiga muscular durante su uso prolongado [7].

Por otra parte, la toxicidad del plomo representa otra limitación importante, una exposición prolongada al plomo puede afectar negativamente al sistema cardiovascular, inmunológico y neurológico, así como trastornos cognitivos. Aunque la mayoría de las prendas protectoras incorporan recubrimientos para evitar el contacto directo con este, el desgaste o almacenamiento inadecuado pueden comprometer esta barrera. Las desventajas mencionadas han motivado la búsqueda de alternativas más seguras, ligeras y sostenibles.

El sulfato de bario (BaSO₄), también conocido como barita, es un mineral que destaca como una alternativa prometedora, debido a su peso específico, que varía entre 4.3 a 4.6 g/cm³, ser inerte, no contaminante, muy común y no tóxico. El bario, con un número atómico de 56, proporciona al BaSO₄ una capacidad de atenuación significativa, especialmente al emplearse en concentraciones adecuadas y distribuciones homogéneas dentro de un material compuesto [8].

Asimismo, el BaSO₄ ha sido estudiado en el desarrollo de nuevos materiales atenuadores en combinación con resinas fotosensibles utilizadas en impresión 3D. Por ejemplo, el trabajo “Estudio de factibilidad de protección radiológica usando polímero cargado con BaSO₄” [3] demostró que una placa con un espesor de 0.29 cm, impresa con una mezcla de 70% resina

fotosensible y 30% BaSO₄ en peso puede reducir en un 50% la radiación incidente. No obstante, para que esta capacidad atenuadora sea efectiva de manera uniforme es importante que la distribución del material atenuador dentro del polímero sea homogénea, una distribución desigual puede generar zonas de baja densidad, comprometiendo la protección radiológica del dispositivo. Por ello, el análisis de homogeneidad en estructuras impresas con polímeros cargados con BaSO₄ es esencial para garantizar su eficiencia en aplicaciones clínicas.

4. METODOLOGÍA

4.1 Diseño de prototipos

El diseño tridimensional de la malla base se desarrolló utilizando el software SolidWorks 2023. Cada eslabón que la compone cuenta con una base en forma de “H”, que incorpora conectores y salientes para permitir tanto la interconexión entre eslabones como la integración de escamas (Figura 1).

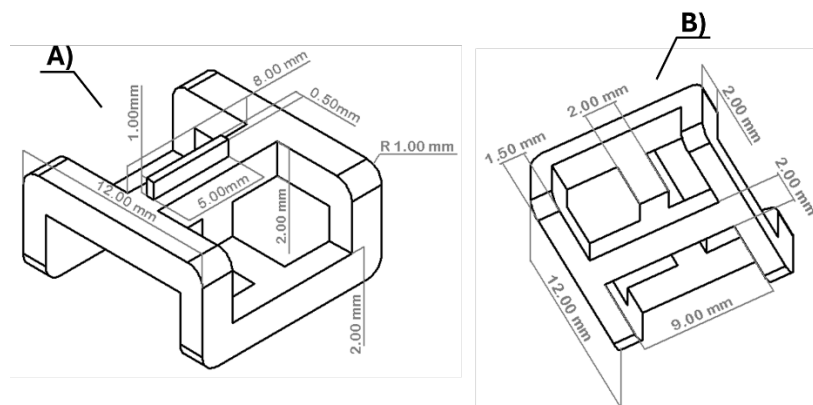


Figura 1. Plano tridimensional del eslabón (en SolidWorks): A) vista isométrica; B) vista inferior

La malla base, compuesta por una disposición de 6×6 eslabones, se generó mediante la unión de múltiples réplicas del eslabón anteriormente mencionado. Durante este proceso de diseño se mantuvo una separación mínima entre los eslabones, para asegurar su movilidad durante el proceso de impresión 3D (Figura 2).

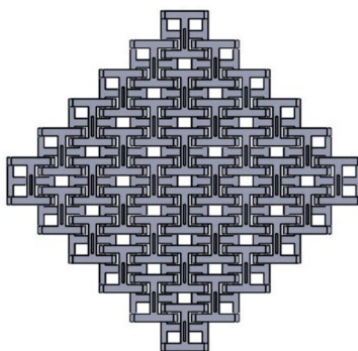


Figura 2. Vista superior de la malla ensamblada de 6×6 eslabones (en SolidWorks)

Con el objetivo de cubrir los huecos generados entre los eslabones y evaluar distintas configuraciones estructurales, se desarrollaron dos tipos de escamas con geometrías distintas: una con forma de hoja y otra con punta redonda.

La escama tipo hoja se obtuvo a partir de un modelo preexistente descargado de la plataforma Marker World [9], del cual se extrajo y modificó una escama individual utilizando Meshmixer, con el fin de adaptarla al sistema de eslabones (Figura 3). Posteriormente, el modelo fue importado a SolidWorks 2023, donde se incorporó una ranura para permitir su acoplamiento a la malla (Figura 4).

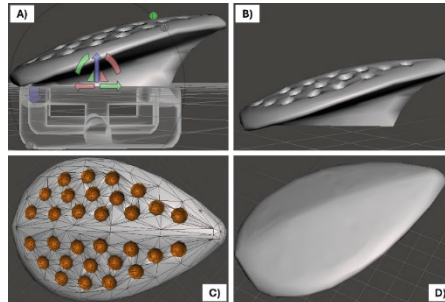


Figura 3. Modificación de escama tipo hoja en Meshmixer: A) corte de base; B) vista lateral; C) relleno de huecos; D) escama final

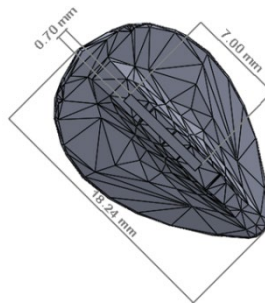


Figura 4. Vista inferior de la escama tipo hoja con su ranura de acoplamiento (en SolidWorks)

El segundo modelo de escama fue diseñado con un grosor constante y presenta una curvatura frontal optimizada para su integración en la malla. Adicionalmente, se le diseñó una base inclinada con una ranura para permitir su acoplamiento y movilidad al ensamblarse con los eslabones de la malla (Figura 5).

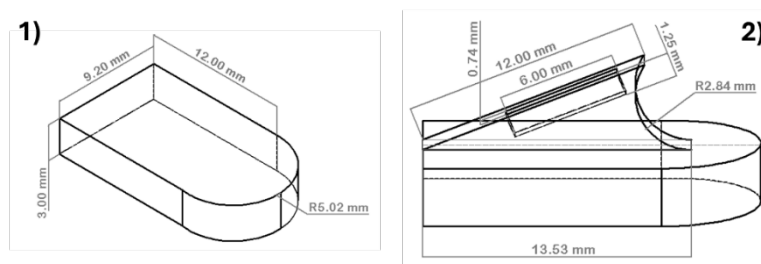


Figura 5. Plano tridimensional de escama con punta redonda (en SolidWorks): 1) base; 2) inclinación y ranura

4.2 Impresión de prototipos

Una vez obtenidos los modelos, se preparó una mezcla compuesta de 70% resina estándar fotosensible y un 30% en peso de BaSO_4 en polvo, utilizando agitación magnética para asegurar una distribución homogénea de este componente atenuador. Esta mezcla fue implementada en la impresora Creality LD-002H para la fabricación de las escamas (Figura 6).

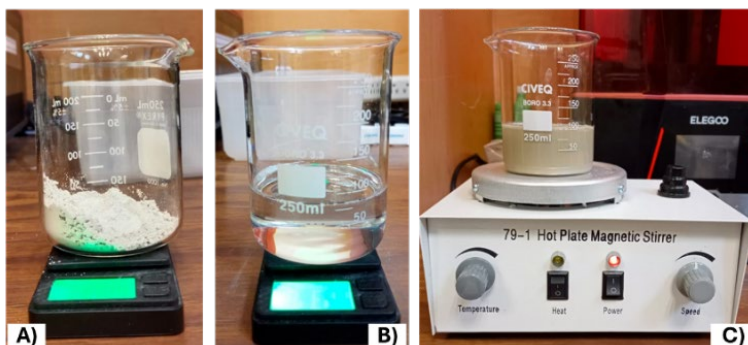


Figura 6. Preparación del material de impresión: A) pesaje de BaSO_4 ; B) pesaje de resina; C) agitación magnética de la mezcla

Finalmente, las escamas impresas fueron ensambladas en mallas base previamente impresas con resina estándar, completando así los prototipos finales (Figura 7).



Figura 7. Prototipo ensamblado con una de las configuraciones de escamas

5. RESULTADOS

5.1 Proceso de análisis de homogeneidad

Para el análisis de la homogeneidad en la distribución de BaSO_4 , se tomaron radiografías, tanto de las mallas ensambladas como de un collarín plomado de referencia, utilizando el sistema de rayos X M1450kv CT System de Nikon (Figura 8).

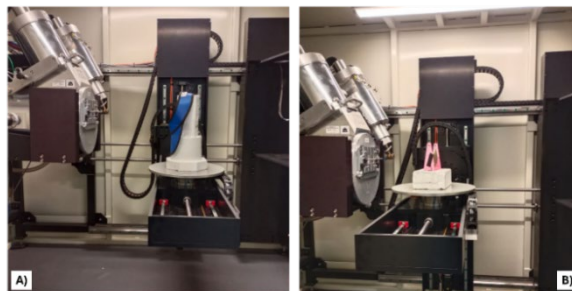


Figura 8. Toma de radiografías: A) montaje del collarín plomado; B) montaje del prototipo de malla

Los parámetros de exposición utilizados en cada caso fueron los siguientes:

- **Mallas:** 170 kV, 170 μ A y 1 fotograma por segundo (fps)
- **Collarín plomado:** 355 kV, 335 μ A y 1.41 fps

Posteriormente las imágenes obtenidas fueron analizadas con el software ImageJ, donde se realizó una evaluación local de la homogeneidad de cada tipo de escama y del collarín plomado de referencia (Figura 9).

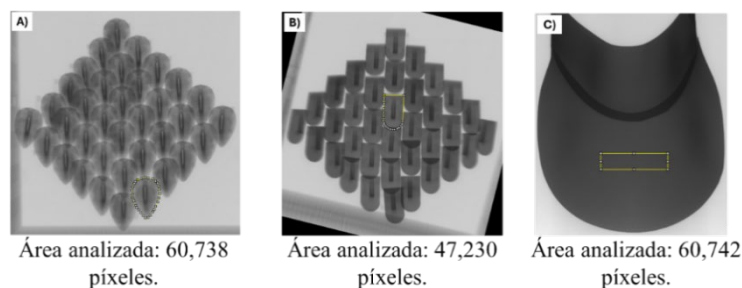


Figura 9. Áreas para análisis de homogeneidad en ImageJ: A) escama tipo hoja; B) escama con punta redonda; C) collarín plomado

A cada una de las áreas seleccionadas se les realizó un perfil de escalas de grises mediante histogramas generados por ImageJ y el programa OriginPro 8.5, con el objetivo de evaluar la dispersión de los valores de intensidad. La desviación estándar de los histogramas se utilizó como indicador principal de homogeneidad en la distribución del material atenuador. Una menor desviación estándar refleja una mayor uniformidad en la distribución del material. A continuación, se presentan los histogramas correspondientes para cada muestra (Figuras 10 y 11).

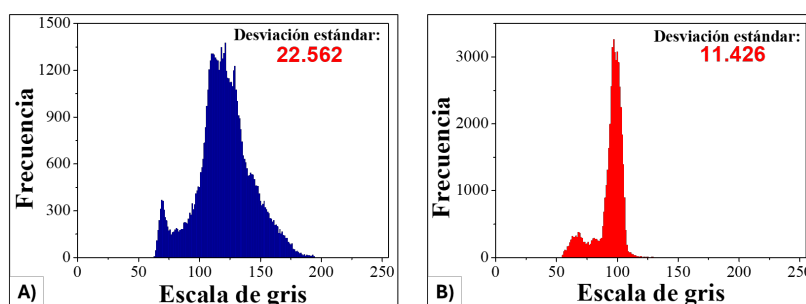


Figura 10. Histogramas de escala de grises: A) escama tipo hoja; B) escama de punta redonda

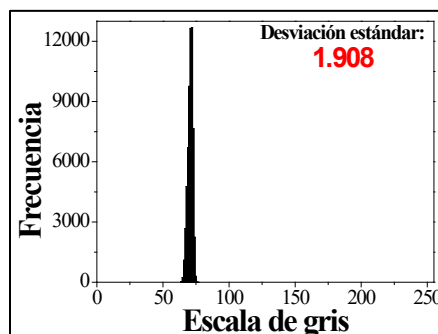


Figura 11. Histograma de escala de grises del collarín plomado

6. CONCLUSIONES

Los resultados mostraron que la escama tipo hoja presentó una mayor desviación estándar (22.562), atribuida su forma irregular, mientras que la escama de punta redonda, con geometría más uniforme, mostró una menor desviación (11.426). Sin embargo, ambos valores superan significativamente al del collarín plomado de referencia (1.908). Esto sugiere que, además del diseño geométrico, el método de impresión 3D también influye en la homogeneidad del BaSO_4 . Adicionalmente, se observó que las escamas tipo hoja, en comparación con las escamas de punta redonda, ofrecen mejor cobertura en las uniones de la malla debido a su forma amplia y adaptable.

Como trabajo a futuro, se propone optimizar tanto la concentración de BaSO_4 como el diseño geométrico de las escamas, buscando geometrías más regulares que aseguren una mejor cobertura y distribución del material atenuador. Este estudio presenta un avance hacia el desarrollo de vestimentas de blindaje más ligeras, personalizadas y libres de plomo, impresas en 3D. Si se mejora la homogeneidad del material, estas estructuras podrían ser aplicables en entornos clínicos de diagnóstico.

7. AGRADECIMIENTOS

- Los autores agradecen al Laboratorio de Física Médica y al Laboratorio Interdisciplinario de impresión 3D para la Innovación Tecnológica, pertenecientes a la Facultad de Ciencias Físico Matemáticas de la BUAP, por el apoyo y la asistencia técnica brindados.
- Asimismo, al Dr. Jorge Raúl Cerna Cortez, responsable del Centro Avanzado de Pruebas Analíticas No Destructivas de la BUAP.
- Al alumno Alejandro Castro Méndez y a la Dra. Gabriela Esquina Arenas, responsable del Laboratorio de Innovación y Materiales Aplicados, por la discusión y el apoyo técnico en la toma de radiografías de las mallas y el collarín.

8. REFERENCIAS

- [1] Poveda B., J.F. y Plazas, M.C., “Elementos de protección radiológica en salas de intervencionismo,” *Revista Colombiana De Cardiología*, 27, 82-87, 2020. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.rccar.2020.01.002>.

- [2] Ogul, H., Gultekin, B., Yildiz, H., Us, H., y Bulut, F., “Novel 3D-Printed lead-free radiation protection apron in the medical X-ray and thermal neutron energy range,” *Radiation Physics and Chemistry*, 219, 111686, 2024. DOI: <https://doi.org/10.1016/j.radphyschem.2024.111686>.
- [3] Coyotl Ojeda, M.N., Agustin Serrano, R., y Moreno Barbosa, E., “Estudio de factibilidad de protección radiológica usando polímero cargado con BaSO₄ mediante impresión 3D LCD,” XIII Congreso Nacional y III Internacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud. CDMX-México. (2023).
- [4] Carlyle Bushong, S., “Conceptos de radiología,” en **Manual de radiología para técnicos: Física, biología y protección radiológica**, novena ed., cap. 1, pp. 2-15, 2010.
- [5] Carlyle Bushong, S., “Efectos tardíos de la radiación,” en **Manual de radiología para técnicos: Física, biología y protección radiológica**, novena ed., cap. 36, pp. 549-567, 2010.
- [6] Carlyle Bushong, S., “Efectos inmediatos de la radiación,” en **Manual de radiología para técnicos: Física, biología y protección radiológica**, novena ed., cap. 35, pp. 534-548, 2010.
- [7] Carlyle Bushong, S., “Control de la dosis de radiación profesional,” en **Manual de radiología para técnicos: Física, biología y protección radiológica**, novena ed., cap. 40, pp. 613-629, 2010.
- [8] Huañec Huillca, F.F., y Fiori Chíncaro, G.A., “Eficacia del concreto y la baritina como atenuadores de rayos X. Una revisión de la literatura,” *Revista Científica Odontológica*, 8(1), 1-9.
- [9] MarkerWorld user @Sirius3D, Elven Leaf Armor, MarkerWorld, <https://makerworld.com/es/models/541705-elven-leaf-armor#profileId-459265>.

EVALUACIÓN DEL EFECTO CITOTÓXICO *IN VITRO* DE DIFERENTES EXTRACTOS DE LA PLANTA MEDICINAL *IBERVILLEA SONORAE*

Yolanda García-Huante^{a,b}, A. I. Cabrera Llanos^a, J. L. Castrejón-Flores^a, María Guadalupe Ramírez-Sotelo^a

^aUnidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología (UPIBI-IPN), Ciudad de México, ygarcia@ipn.mx, acabrerall@ipn.mx, jlcastrejon@ipn.mx, mgramirez@ipn.mx

^bUnidad Profesional Interdisciplinaria en Ingeniería y Tecnologías Avanzadas (UPIITA-IPN), Ciudad de México, ygarcia@ipn.mx

RESUMEN

Ibervillea sonora es una planta ampliamente utilizada en la medicina tradicional mexicana para disminuir los niveles de glucosa en sangre. Asimismo, la presencia de actividad antimicrobiana, antiinflamatoria, y citotóxica ha sido reportada previamente. En este estudio, se evaluó el efecto citotóxico de cuatro diferentes extractos generados a partir de la raíz de *I. sonora* sobre la línea celular THPI de monocitos de leucemia aguda. Los cuatro diferentes extractos, denominados A, B, C y D, mostraron citotoxicidad en diferente grado, y su concentración inhibitoria media (CI₅₀) fue estimada de 50, 87, 105 y 95 µg/mL, respectivamente. Lo cual sugiere que *I. sonora* es una fuente potencial de agentes antitumorales que podrían utilizarse para el diseño de fármacos de uso terapéutico.

Palabras claves: *Ibervillea sonora*, actividad citotóxica, ensayo de MTT

ABSTRACT

Ibervillea sonora is a plant widely used in traditional Mexican medicine to lower blood glucose levels. In addition, antimicrobial, anti-inflammatory, and cytotoxic activity has been previously reported. In this study, the cytotoxic effect of four different extracts generated from the root of *I. sonora* on the THPI cell line of acute leukemia monocytes was evaluated. The four different extracts, named A, B, C, and D, showed cytotoxicity to varying degrees, and their mean inhibitory concentration (IC₅₀) was estimated at 50, 87, 105, and 95 µg/mL, respectively. This suggests that *I. sonora* is a potential source of antitumor agents that could be used for the design of drugs for therapeutic use.

Key words: *Ibervillea sonora*, cytotoxic activity, MTT assay

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente, el interés por el uso de plantas medicinales como una alternativa para obtener nuevos fármacos se ha incrementado debido a su gran variedad y a la complejidad de los metabolitos secundarios que producen, y a lo largo de la historia, se han utilizado para el

tratamiento de diferentes enfermedades, contribuyendo de manera importante al desarrollo de la medicina moderna, siendo fuente potencial de una amplia variedad de compuestos con diferentes actividades terapéuticas [1]. En México, existe una gran diversidad de plantas con propiedades medicinales, tal es el caso de *Ibervillea sonora*, cuyo uso principal en la medicina tradicional se debe a su efecto hipoglucemiante [2]. Sin embargo, se ha reportado su capacidad por producir compuestos con actividad antimicrobiana, anti proliferativa, antioxidante, y antiinflamatoria [3]. Es por ello que, el objetivo principal de este trabajo fue evaluar el efecto citotóxico de diferentes extractos de *I. sonora* sobre la línea celular THPI de linfocitos de leucemia aguda, mediante el ensayo de MTT [4], para conocer el posible potencial anticancerígeno que los metabolitos generados por esta planta puedan tener.

2. TEORÍA

A lo largo de la historia, los productos naturales han constituido una fuente importante de recursos utilizados por el ser humano con múltiples fines [5]. En particular, el desarrollo de técnicas científicas durante el último siglo ha permitido el aislamiento de compuestos bioactivos a partir de diversas especies vegetales en su forma pura, lo que ha facilitado su aplicación en el ámbito terapéutico [6]. En este contexto, numerosas fitomoléculas han sido empleadas directamente como agentes farmacológicos o han servido como modelos estructurales para la síntesis de fármacos con alta eficacia terapéutica [7]. Considerando estas propiedades, numerosas investigaciones se han llevado a cabo para evaluar de forma exhaustiva extractos de plantas, con el propósito de descubrir compuestos de origen vegetal con potencial actividad anticancerígena [8].

I. sonora, la cual pertenece a la familia *Cucurbitaceae* y mejor conocida como “wareke”, ha sido ampliamente utilizada por distintos grupos étnicos del noroeste de México como parte de la medicina tradicional para el tratamiento de diversas afecciones tales como: artritis, infecciones cutáneas leves, reumatismo, diabetes, y cáncer. Así, diversas investigaciones han proporcionado evidencia que respalda las propiedades terapéuticas de su raíz, destacando su actividad hipoglucemiante, antidiabética, anti proliferativa, así como su capacidad para inducir procesos apoptóticos [3]. En este sentido, diferentes extractos de esta planta han sido estudiados, y se ha reportado su actividad citotóxica sobre diferentes líneas celulares [9, 10]. Dicha actividad es atribuida principalmente a compuestos conocidos como cucurbitacinas, los cuales son triterpenos con estructura similar a los esteroides, sin embargo, la cantidad y diversidad de metabolitos que puede producir esta planta, es muy amplia [11].

Desde esta perspectiva, y tomando en cuenta que la actividad biológica de los extractos generados de esta planta medicinal podría variar dependiendo del método de obtención, así como del rendimiento de cada fitopreparado, resulta pertinente continuar profundizando en las investigaciones de las propiedades anticancerígenas de diferentes extractos obtenidos a partir de la raíz de *I. sonora*.

3. PARTE EXPERIMENTAL

Con el fin de evaluar la actividad citotóxica de la planta medicinal *I. sonora*, cuatro diferentes extractos fueron generados. Así, para cada uno de estos extractos, trozos de la raíz de *I.*

sonorae se lavaron con agua destilada para eliminar tierra o cualquier otro tipo de suciedad. Posteriormente, se secaron a no más de 40°C durante 24 horas. Después de esto, los trozos de la raíz ya limpios y secos se molieron hasta obtener un polvo fino. Una vez que se tuvo la raíz molida, esta fue sometida a diferentes procesos descritos a continuación.

3.1 Generación de los Extractos A y B

Para generar el extracto A y evaluar si el tiempo de maceración influye en la actividad citotóxica, se pesaron 700 gramos de la raíz molida, y se dejaron macerar durante quince días, en 4 litros de una disolución etanol-agua 50:50 a temperatura ambiente, protegido de la luz y en agitación constante. Pasado ese tiempo y mediante centrifugación, se retiraron los sólidos, reservando la parte líquida, para continuar con su procesamiento. Al extracto se le concentró por medio de rotavapor, hasta la eliminación completa de la parte etanólica; posteriormente, la parte acuosa y concentrada del extracto se sometió a un proceso de secado por aspersión, para la obtención del extracto en forma de polvo fino.

Para generar el extracto B, se siguió el mismo procedimiento que se acaba de explicar, y la única diferencia consistió en que el tiempo de maceración fue de 20 días.

3.2 Generación del Extracto C

Se pesaron 700 gramos de la raíz molida, y se dejaron macerar durante quince días, en 4 litros de una disolución etanol-agua 80:20 a temperatura ambiente, protegido de la luz y en agitación constante. Pasado ese tiempo y mediante centrifugación, se retiraron los sólidos, reservando la parte líquida, para continuar con su procesamiento. Al extracto se le concentró por medio de rotavapor, hasta la eliminación completa de la parte etanólica; posteriormente la parte acuosa y concentrada del extracto se sometió a un proceso de secado por aspersión, para la obtención del extracto en forma de polvo fino.

3.3 Generación del Extracto D

Se pesaron 350 gramos de la raíz molida de *I. sonorensis*, y se adicionaron a 1L de agua desionizada grado miliQ; esta disolución se llevó a ebullición durante 15 min, con agitación constante. Una vez obtenida la infusión, esta fue secada por aspersión para la obtención del extracto en forma de polvo fino para su posterior evaluación.

3.4 Ensayo de citotoxicidad utilizando MTT

Para evaluar la citotoxicidad se pesó lo necesario para preparar una disolución de cada uno de los extractos a 1000 µg/mL, y a partir de esta, se prepararon diferentes disoluciones a las siguientes concentraciones: 7.81, 15.62, 31.25, 62.5, 125, 250, 500, 700, y 1000 µg/mL, respectivamente, incluyendo el control negativo (0 µg/mL). Por otro lado, se prepararon cultivos con 50 µL de medio RPMI fresco conteniendo 1×10^4 células THP-1 por pocillo, en una placa de cultivo de 96 pozos. Las células fueron incubadas durante 4 horas a 37°C y un 5% de saturación de CO₂; transcurrido ese tiempo, a cada pozo se le adicionaron 50 µL de cada una de las disoluciones mencionadas anteriormente, y las células se incubaron durante

24 y 48 horas. Cabe señalar que, con esta dilución, las concentraciones evaluadas de cada uno de los extractos resultaron estar a la mitad de la disolución de partida (ver Resultados), y el volumen final del cultivo fue de 100 μL por pocillo. El efecto citotóxico de cada uno de los extractos se evaluó mediante la reducción metabólica de Bromuro de 3-(4,5-dimetiltiazol-2-ilo)-2,5-difeniltetrazol por la enzima mitocondrial succinato deshidrogenada, de acuerdo con lo reportado por Kumar, 2018 [4]. Por lo que, después de 24 y 48 horas de exposición, la actividad enzimática se midió utilizando un espectrofotómetro ThermoScientific a una longitud de onda de 570 nm. El porcentaje de viabilidad fue calculado mediante la siguiente fórmula:

$$\% \text{Viabilidad} = (\text{DO células tratadas} / \text{DO células control}) \times 100$$

Cabe señalar, que estos resultados representan el promedio de los resultados obtenidos por al menos tres ensayos independientes, realizados

3.5 Resultados

De acuerdo con los resultados obtenidos de la citotoxicidad presente en los extractos A y B (**Fig. 1a, 1b**), ambos extractos presentaron actividad citotóxica frente a las células THP-1 de leucemia aguda. Asimismo, a partir de estos resultados se determinó la concentración inhibitoria media (CI_{50}), estimándose de 50 $\mu\text{g/mL}$ y de 80 $\mu\text{g/mL}$, después de 48 horas de incubación para los extractos A y B, respectivamente. Observando que, con un tiempo de maceración de 15 días, el extracto A fue más activo que el B, por lo que a partir de este experimento se decidió trabajar a una condición de 15 días de maceración. Cabe señalar que, a 24 horas de exposición y bajo todas las concentraciones evaluadas de ambos extractos, jamás se alcanzó una CI_{50} . Además, el daño celular ocasionado por los extractos A y B, pudo confirmarse al observarlas bajo el microscopio (**Fig. 1c**), pues se ven rotas y transparentes, como sacos vacíos que han perdido sus componentes celulares internos, sugiriendo así la activación de apoptosis por ambos extractos.

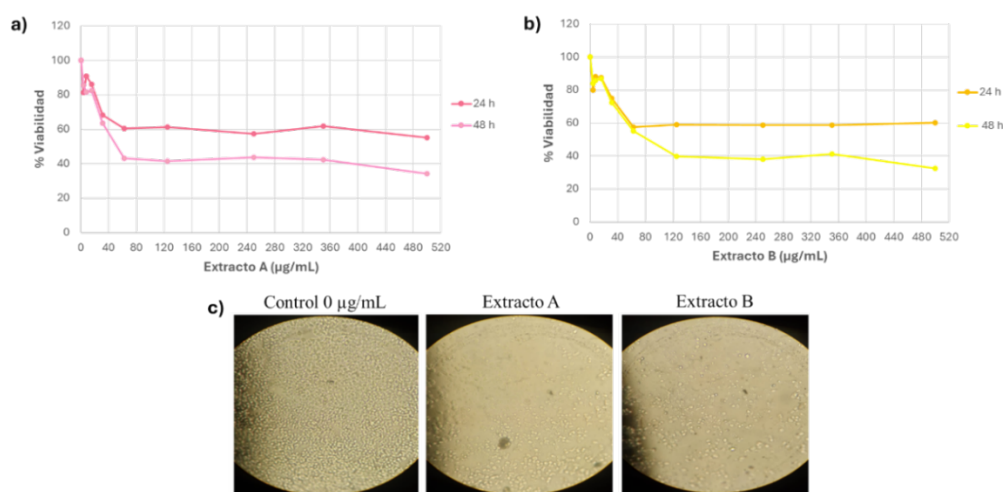


Figura 1. Porcentaje de viabilidad *in vitro* de células THP1 cultivadas con diferentes concentraciones de extracto de la raíz de *I. sonorae* a las 24 y 48 horas de incubación. a) Extracto A, extracto hidroetanólico 50:50 con un tiempo de maceración de 15 días. b) Extracto B: extracto hidroetanólico 50:50 con un tiempo de maceración de 20 días. c) Células THP1 vistas al microscopio (40X) después de 48 horas de incubación sin ningún tipo de extracto (Control), con el extracto A, y con el extracto B, respectivamente, ambos a 125 $\mu\text{g/mL}$.

Al igual que con los extractos A y B, los resultados obtenidos en los ensayos de MTT con los extractos C y D (**Fig. 2a y 2b**) indicaron que, a las 24 horas de exposición, no se alcanzó una CI_{50} ; observándose el mayor efecto de los extractos C y D a las 48 horas, y estimando a este tiempo una CI_{50} de 100 y de 190 $\mu\text{g/mL}$, respectivamente. Asimismo, el daño celular observado (**Fig. 2c**) sugiere que tanto el extracto C, como el extracto D inducen el proceso de apoptosis, al igual que lo observado con los extractos A y B.

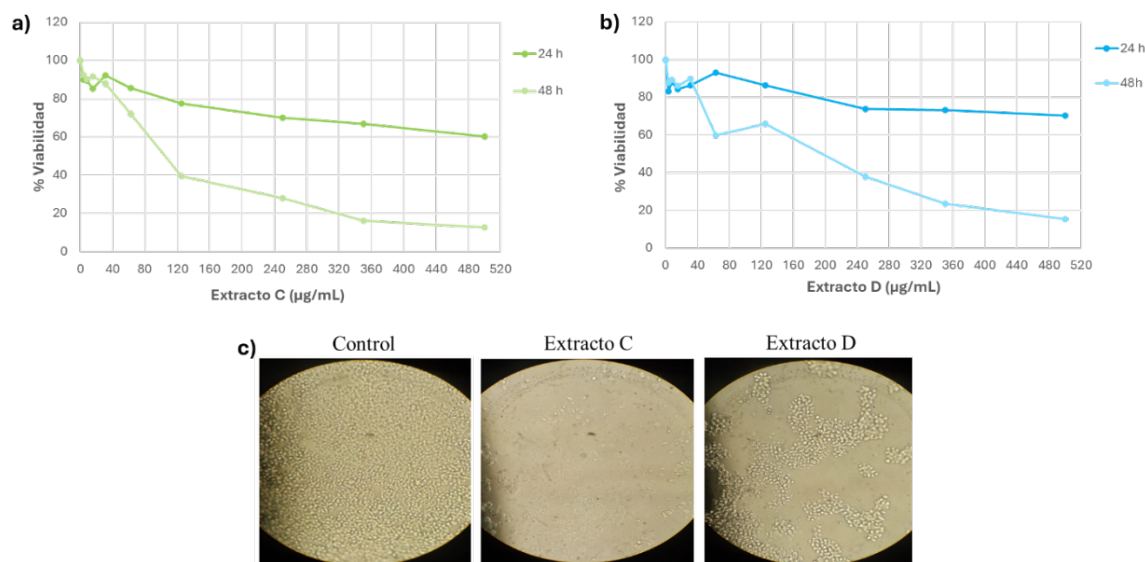


Figura 2. Porcentaje de viabilidad *in vitro* de células THP1 cultivadas con diferentes concentraciones de extracto de la raíz de *I. sonorae* a las 24 y 48 horas de incubación. a) Extracto C, extracto etanol:agua 80:20 con un tiempo de maceración de 15 días. b) Extracto D: extracto acuoso c) Células THP1 vistas al microscopio (40X) después de 48 horas de incubación, sin ningún tipo de extracto (Control), con el extracto C, y con el extracto D, respectivamente, ambos a 125 $\mu\text{g/mL}$.

4. CONCLUSIONES

- De acuerdo con los resultados, todos los extractos de la planta mostraron un efecto citotóxico sobre la línea celular THP-1, observando el mayor efecto a las 48 horas de exposición.
- La concentración inhibitoria media (CI_{50}) de los extractos A, B, C y D, fueron de 50, 87, 105, y de 195 $\mu\text{g/mL}$, respectivamente.
- El daño celular observado sugiere que los extractos indujeron apoptosis a las células THP-1.
- Estos resultados sugieren a *I. sonorae* como fuente potencial de compuestos con actividad antitumoral que podrían utilizarse para el diseño de fármacos con uso quimioterapéutico.

5. AGRADECIMIENTOS

Agradecemos a la SECIHTI por el apoyo brindado para el financiamiento y realización de este proyecto, a través del programa de Estancias Postdoctorales por México 2022.

6. REFERENCIAS

- [1] Vidal-Gutiérrez, M., Torres-Moreno, H., Hernández-Gutiérrez, S., Velázquez, C., Robles-Zepeda, R.E., Vilegas, W. “Antiproliferative activity of standardized phytopreparations from *Ibervillea sonora* (S. Watson) Greene”. *Steroids* May (169):108824, (2021).
- [2] Alarcon-Aguilar, F.J., Calzada-Bermejo, R., Hernandez-Galicia, E., Ruiz-Angeles, C., Roman-Ramos, R. “Acute and chronic hypoglycemic effect of *Ibervillea sonora* root extracts-II.” *J. Ethnopharmacol.* 97 (3), 447 – 452 (2005).
- [3] Torres-Moreno, H., Lopez-Romero, J.C., Vazquez-Solorio, J.Y., Velazquez-Contreras, C.A., Garibay-Escobar, A., Diaz-Lopez, R., Robles-Zepeda, R.E. “Antioxidant, anti-inflammatory and antiproliferative properties of *Ibervillea sonora*.” *S. Afr. J. Bot* (125), 207 – 213 (2019).
- [4] Kumar, P., Nagarajan, A., & Uchil, P.D. “Analysis of cell viability by the MTT assay.” *Cold spring harbor protocols*, 2018(6), pdb-prot095505, (2018).
- [5] Schmidt, B.M., Ribnicky, D.M., Lipsky, P.E., Raskin, I. “Revisiting the ancient concept of botanical therapeutics.” *Nat.Chem. Biol.* 3(7), 360 – 366, (2007).
- [6] Harvey, A.L. “Medicines from nature: are natural products still relevant to drug discovery?” *Trends Pharmacol. Sci.* (20), 196 – 198, (1999).
- [7] Yuan, H., Ma, Q., Ye, L., Piao, G. “The traditional medicine and modern medicine from natural products.” *Molecules.* 21 (5), 559, (2016).
- [8] Khan, M., Khan, M., Adil, S.F., Alkhatlan, H.Z. “Screening of potential cytotoxic activities of some medicinal plants of Saudi Arabia”. *Saudi J. Biol. Sci.* 29(3): 1801-1807, (2022).
- [9] Vega-Avila, E., Espejo-Serna, A., Alarcon-Aguilar, F., Velasco-Lezama, R. “Cytotoxic activity of four Mexican medicinal plants”. *Proc. West. Pharmacol. Soc.* (52): 78 – 92, (2009).
- [10] Quintanilla-Licea, R., Gomez-Flores, R., Samaniego-Escamilla, M.A., Hernández-Martínez, H.C., Tamez-Guerra, P., Morado-Castillo, R. “Cytotoxic effect of methanolextracts and partitions of twomexican desert plants against the murine lymphoma L5178Y-R”. *Am. J. Pl. Sci.* (7): 15 – 21, (2016).
- [11] Torres Moreno, H., Ianni, F., Robles-Zepeda, R.E., López-Romero, J.C., Vidal-Gutiérrez, M., Jacobi Durán, M.D., Galarini, R., Camaioni E., Sardella, R., Marcotullio, C.M. “Quantitative analysis of cucurbitane-type triterpenes in *Ibervillea sonora* extracts: relationship study with their antiproliferative activity”. *Steroids.* (161), 108676, (2020).