

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

ACONTACS

VOL. 6
2024



Comité Editorial

Dr. Eduardo Tepichin Rodríguez - Editor en Jefe

Dr. Carlos Treviño Palacios

Dr. Rufino Díaz Uribe

Dr. José Eduardo Espinosa Rosales

Dra. Elsa Chavira Martínez

Dr. Hugo Rojas Chávez

Dra. Elizabeth Galindo Linares

Dra. Andrea Muñoz Potosí

Dr. Luis Gabriel Valdivieso González

Dra. 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. 6 (2024) 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. 2222472011, 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. 2222472011, ext. 8115. Fecha de última modificación: diciembre de 2024.

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.

EXOESQUELETO ROBÓTICO REPLICADOR DE MOVIMIENTO PARA TRATAMIENTOS FISIOTERAPÉUTICOS EN BRAZOS

Ramiro Quiroz Alvarado^a, Irving Armando Torres Nava^a, Osvaldo Altamirano Sánchez^a, Raquel Ávila Rodríguez^a, Azahel de Jesus Rangel López^a, Alejandro Martínez Ramírez^a, Carolina Rivera Luque^b

^aUnidad Académica Multidisciplinaria Región Altiplano de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí, México, ramiro.quiroz.alvarado@gmail.com, Ir.ar.to.na.15@gmail.com, osvaldo.altasan@gmail.com, raquel.avila@uaslp.mx, azahel.rangel@uaslp.mx, alejandro.martinez@uaslp.mx

^bTechnical University of Munich, Alemania, carolina.luque@tum.de

RESUMEN

En este proyecto presentamos un exoesqueleto robótico, para asistir en los tratamientos fisioterapéuticos en los brazos, enfocándonos específicamente en la articulación del codo. Se diseñó un prototipo capaz de replicar los movimientos, observamos la movilidad que tiene esta articulación en ejercicios fisioterapéuticos instruidos por profesionales a pacientes con problemas de movilidad en brazos, como lo pueden ser la distrofia muscular o parálisis. Nuestro sistema mejora la eficiencia de la fisioterapia, emulando con exactitud los ejercicios propuestos por el fisioterapeuta utilizando una red de sensores que registran sus movimientos, para posteriormente procesarlos y enviarlos al exoesqueleto robótico colocado en el paciente.

Palabras Claves: exoesqueleto, fisioterapia, tratamientos

ABSTRAC

In this project we present a robotic exoskeleton to assist in physiotherapeutic treatments in the arms, focusing specifically on the elbow joint. To design a prototype capable of replicating the movements, we observed the mobility of this joint in physiotherapeutic exercises instructed by professionals to patients with arm mobility problems, such as muscular dystrophy or paralysis. Our system improves the efficiency of physiotherapy, accurately emulating the exercises proposed by the physiotherapist using a network of sensors that record their movements, to later process them and send them to the robotic exoskeleton placed on the patient.

Key words: exoskeleton, physiotherapy, treatments

1. INTRODUCCIÓN

Los tratamientos fisioterapéuticos suponen un gran porcentaje del total de procedimientos de rehabilitación del país, tomando como referencia diversas encuestas realizadas por el Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), dirigidas y enfocadas a los procedimientos en medicina de tratamiento, de un total de 2 924 214 de personas, el 15% acudieron por fisioterapia y un 14% por rehabilitación [1].

Pero estos datos no solo se ven reflejados en México, este es un problema que está en todo el mundo según datos de la Organización Mundial de la Salud (OMS), existen casi 200 millones de personas que tienen alguna discapacidad, de estas, el 80% tiene problemas al acceso de los servicios de rehabilitación [2]. Lo que ocasiona que millones de personas no puedan recibir los tratamientos necesarios para su rehabilitación. Estos no son los únicos factores que se ven involucrados en la baja eficacia de los tratamientos fisioterapéuticos, también hay otros factores que limitan la efectividad, de los cuales podemos destacar las limitantes que derivan de la falta de conocimientos de los pacientes respecto a los procedimientos de su tratamiento, además de interpretaciones equivocadas de las instrucciones dadas por los profesionales fisioterapeutas.

Por lo tanto, el objetivo de este proyecto fue diseñar un exoesqueleto robótico que asista en tratamientos fisioterapéuticos, identificando los movimientos realizados por el fisioterapeuta, mediante una red de sensores acoplados a su articulación y enviar los datos registrados de cada uno de los movimientos, esto con el fin de lograr que los pacientes puedan replicar con exactitud los ejercicios indicados por el profesional.

2. TEORÍA

De acuerdo con José Patricio Bispo Júnior, la fisioterapia es una disciplina de la salud que se encarga de estudiar, diagnosticar, prevenir y tratar dolencias o malestar. La fisioterapia es un método alternativo al uso de sustancias químicas. Esta disciplina es usada principalmente en procesos de rehabilitación o readaptación de pacientes que hayan presentado traumas físicos o que se encuentren en recuperación tras una cirugía [3].

Basándonos en las recomendaciones de los fisioterapeutas profesionales e investigaciones realizadas encontramos diferentes técnicas y tratamientos que se utilizan para ayudar a la recuperación de pacientes con lesiones, por ejemplo, la realización de ejercicios repetidos 10 veces en una posición determinada de la palma respecto al codo es de gran ayuda para la rehabilitación del paciente [4].

Según Lina Marcela Tapias Urrego uno de los factores que influye en la adherencia de los pacientes a los tratamientos están relacionados a la disponibilidad del propio individuo, además de la cooperación de él y su entorno cercano, como lo pueden ser, familiares o tutores, sin embargo, otras cosas pueden influir, como el nivel socioeconómico [5].

3. PARTE EXPERIMENTAL

Para poder llevar a cabo la parte experimental, se realizó con anterioridad una serie de investigaciones respecto a los tratamientos fisioterapéuticos en brazos, con problemas de movilidad en la articulación del codo. Todo esto con la finalidad de obtener los datos suficientes para realizar el diseño de los prototipos del exoesqueleto robótico y la red de sensores.

En el diseño elegimos estructuras de aluminio, por su resistencia y ligereza, tanto para la red de sensores, como para el exoesqueleto. A continuación, en la figura 1, se señalan las dimensiones de las estructuras del exoesqueleto, como de la red de sensores.

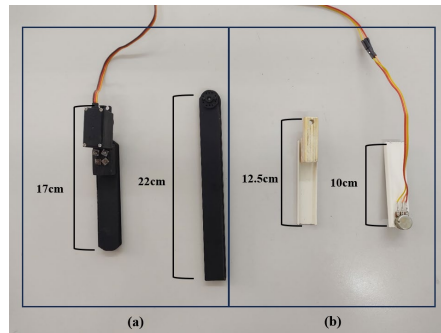


Figura 1. a) Estructuras del exoesqueleto, b) Estructuras de la red de sensores

Para el exoesqueleto se seleccionó un servomotor MG995 de 15 kg, el cual consideramos suficiente para realizar los movimientos de la articulación del codo, mientras que en la red de sensores se hizo uso de una resistencia variable (potenciómetro), como sensor principal. Además, se requirieron bandas elásticas que sujetaron ambas estructuras a los brazos, evitando cortar la circulación de sangre por estas extremidades.

El controlador seleccionado fue una tarjeta Arduino UNO, que se encargará de recibir la señal proveniente de la red de sensores, para posteriormente procesarla y enviar una señal de control a nuestro servomotor. Se debe destacar que, para procesar la señal recibida por los sensores, nos enfocamos en una programación basada en un control Proporcional, Integral y Derivativo (PID).

Después de construir las estructuras del exoesqueleto y la red de sensores, se continuó con el ensamble de ambos, teniendo como resultado los prototipos de la figura 2.

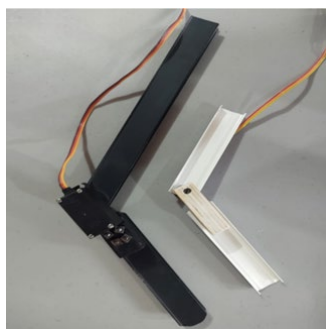


Figura 2. Prototipo de exoesqueleto y red de sensores

Una vez terminados los prototipos, se realizaron pruebas iniciales, sin acoplarlos al paciente e instructor, para determinar su correcto funcionamiento. Posterior a esto se planteó una rutina de ejercicios, dirigida a la articulación del codo, para esta vez realizar las pruebas con los prototipos acoplados, basándonos en las instrucciones propuestas por la fisioterapeuta. Dicha rutina consta de los siguientes pasos:

- Iniciar con el antebrazo completamente extendido.
- Flexionar el antebrazo hasta lograr un ángulo de 90 grados, respecto al brazo.
- Mantenerlo flexionado por 1.5 segundos.
- Extender completamente el antebrazo.
- Repetir los pasos anteriores 10 veces.

De esta manera se observó el funcionamiento general de cada uno de los prototipos, además de recabar datos de los movimientos realizados por el instructor y los replicados por el paciente.

3.1 Resultados

Después de realizar las pruebas pertinentes del funcionamiento de los prototipos, se registraron los datos de las posiciones del antebrazo respecto al brazo, desde su posición extendida hasta los 90 grados, dicho traslado se representa en la gráfica de la figura 3.

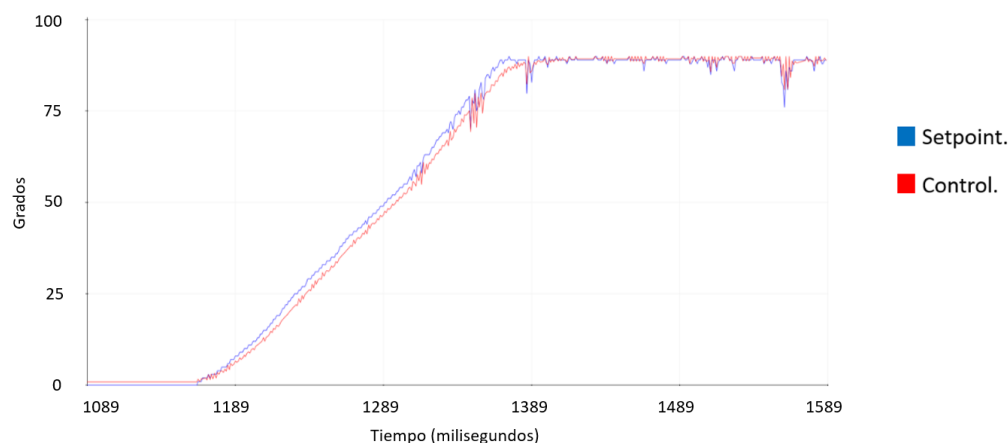


Figura 3. Representación del traslado del antebrazo respecto al brazo, desde su posición extendida hasta los 90 grados

Como se observa en la figura 3, la señal de control sigue el setpoint con precisión, sin embargo, debido a limitaciones con el hardware, la señal setpoint, tiene ruido y esto repercute en el control. Al ser un sensor resistivo (potenciómetro), se intentó reducir en la medida de lo posible el ruido de la señal, mediante las ganancias del controlador. Las ganancias del controlador Proporcional, Integral y Derivativo (PID) son la razón de que las señales no se superpongan.

En la gráfica de la Figura 4, se representa el traslado del antebrazo respecto al brazo, desde la posición de 90 grados hasta la extensión total de la articulación.

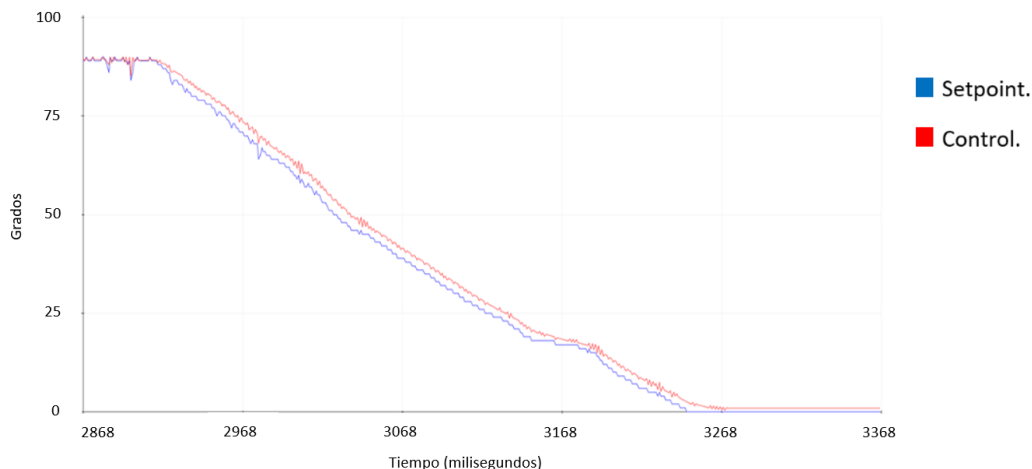


Figura 4. Representación del traslado del antebrazo respecto al brazo, desde la posición de 90 grados hasta la extensión total de la articulación

En la figura 4 observamos que el comportamiento de las señales en el traslado de 90 grados a 0 es similar a la figura 3. Es posible visualizar como el control suaviza la señal que el sensor envía como setpoint. Hacemos notar que el control no llega a 0 dejando un rango mínimo, para evitar una sobre extensión en los brazos de pacientes.

Se puede observar que el exoesqueleto principal acoplado en el paciente, que se muestra en la figura 5, replicó de manera consistente las rutinas indicadas por la fisioterapeuta, sin grandes inconvenientes. Teniendo como resultado una posible reducción de los fallos asociados a repeticiones erróneas, de los ejercicios propuestos por el profesional, derivadas de impresiones por parte del paciente. Debido a que los pacientes no pueden verificar con exactitud los ángulos, ni tiempos, de las flexiones y extensiones indicadas por el fisioterapeuta.



Figura 5. Exoesqueleto principal que replica movimientos basándose en una red de sensores

De esta manera se corrobora que la red de sensores, que se muestra en la figura 6, acoplada en el instructor, fue capaz de registrar los movimientos de la articulación del codo, de manera eficiente. Esto debido principalmente a los métodos de programación, los cuales

suplen un déficit en cuanto a hardware. Esta programación la basamos en aplicar un control Proporcional, Integral y Derivativo (PID) a nuestros prototipos, con el fin de hacer más exacta la replicación de los movimientos realizados por el fisioterapeuta.

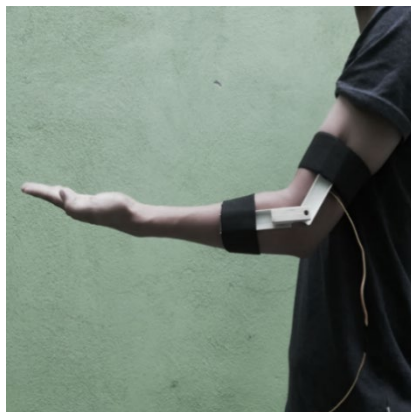


Figura 6. Red de sensores que captan el movimiento de la articulación del codo

4. CONCLUSIONES

En conclusión, después de realizar cada una de las pruebas con ambos prototipos, podemos argumentar que, en caso de una lesión en la articulación del codo, esta puede ser atendida con esta tecnología, que asiste en el tratamiento de rehabilitación.

También se logró comprobar que los diseños de las estructuras de los prototipos son las adecuadas para algunos de los ejercicios solicitados en los tratamientos de rehabilitación. Sin embargo, con ello no se busca desplazar al profesional, sino que el trabajo que este realice sea más fácil de llevar a cabo.

Además, se debe resaltar que el exoesqueleto no mostró fallas considerables al momento de replicar los movimientos, ni correcciones bruscas, debido al tipo de control que se implementó, por lo tanto, la integridad del paciente estuvo a salvo en todo momento. Pero debemos recordar que no fue completamente preciso, esto debido al ruido generado por el sensor resistivo y que perturbaba las señales que controlaban al exoesqueleto principal.

5. REFERENCIAS

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía. Estadísticas de salud en establecimientos particulares. (2019). Recuperado de: https://www.inegi.org.mx/contenidos/programas/salud/doc/salud_2019_nota_tecnica.pdf?fbclid=IwAR3L0qGBvKvNU5C_JV6O3RmByKSMa_V2Ng87T7bWAYJfKf5ldlGblO1TjPs
- [2] Organización Mundial de la Salud. Informe Mundial sobre la discapacidad. (2011). Recuperado de: https://www.gob.mx/cms/uploads/attachment/file/7030/Informe_Mundial_sobre_la_Discapacidad_.pdf

- [3] Bispo Júnior J. P. La fisioterapia en los sistemas de salud: marco teórico y fundamentos para una práctica integral. (2021). Recuperado de: <https://www.scielo.org/article/scol/2021.v17/e3709/>
- [4] Santiago Aguilar N. E. Movilización pasiva del miembro superior. (s. f.). Recuperado de: https://sitios1.dif.gob.mx/Rehabilitacion/docs/telerehabilitacion/Movilizacion_pasiva_de_extremidades_superiores.pdf?fbclid=IwAR0Z22nbMfn0Ne9k7Rg3ajlpaliM_8f7d7F4rZLqr0BmPu8L3uFIjiN97AY
- [5] Tapias Urrego L. M. Factores individuales que influyen en la adherencia al tratamiento fisioterapéutico: Una revisión del tema. (2013). Recuperado de: https://repository.ces.edu.co/bitstream/handle/10946/1379/Factores_individuales_tratamiento_fisioterapeutico.pdf;jsessionid=2274F5320C33C66E4E67CB65C2E6817A?sequence=1&fbclid=IwAR1Ub8ll3nrwT_8QS8bCd5EV1JrRAUjhQ9HJ6bn4TIP_81rEa4G-z61BmrA

CARACTERIZACIÓN ÓPTICA DE POLÍMEROS POTENCIALMENTE BIOCOMPATIBLES PARA SU APLICACIÓN EN OFTALMOLOGÍA

Reyes-Rivera Daniela K. *, Hernández-Mota Sonia, Landa-Landa Alejandro, Cruz-Félix
Angel S., Tepichín-Rodríguez Eduardo

Coordinación de Óptica, Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica, Santa
María Tonantzintla, Puebla, México

*daniela.reyes@inaoep.mx, sonia.hernandez@inaoep.mx

RESUMEN

De acuerdo al Centro Nacional de Trasplantes, en México, durante el año 2023 se realizaron 3426 trasplantes de córnea y cerca de 3400 personas se quedaron en espera de un donante^[1]. Se estima que aproximadamente 10 millones de personas padecen ceguera corneal bilateral derivada de enfermedades como Queratocono, infecciones por Tracoma y opacidad corneal, entre otras^[2]. La alta demanda de trasplantes, así como la escasez de donantes ha dado lugar al estudio de polímeros como una potencial alternativa para aplicaciones oftalmológicas, incluyendo la fabricación de queratoprótesis^[3]. En este trabajo se presentan los resultados de la caracterización del índice de refracción de muestras de Poli(dimetilsiloxano) (PDMS Sylgard Sylgard 184 de Dow Corning)^[4] en dos fases: líquida y elastómero. La medición del índice de refracción se realiza en base a los fenómenos de Ángulo de Mínima Desviación y de Reflexión Total Interna usando un goniómetro mecánico de alta precisión. Con los métodos antes mencionados es posible determinar el índice de refracción en función de la longitud de onda, esto permitirá estudiar el desempeño óptico de distintos polímeros para su posterior aplicación.

Palabras Clave: Córnea, polidimetilsiloxano, medición de índice de refracción

ABSTRACT

According to the National Transplant Center, in México, during the year 2023, a total of 3426 corneal transplants were performed and about 3400 patients were awaiting for a donor^[1]. It is estimated that approximately 10 million people suffer from bilateral corneal blindness derived from ocular diseases such as Keratoconus, Trachoma infections and corneal opacity, among others^[2]. The high demand for transplants, and the shortage of donors, has led to the study of polymers as a potential alternative for ophthalmic applications, including the manufacture of keratoprotheses^[3]. This work presents the results of the characterization of the refractive index of PDMS samples^[4] in two phases: liquid and elastomer. The measurement of the refractive index has been carried out based on the phenomena of Minimum Deviation Angle and Total Internal Reflection using a high-precision mechanical goniometer. With the aforementioned methods it is possible to determine the refractive index

as a function of the wavelength, this will allow studying the optical performance of different polymers for their subsequent application.

Keywords: Cornea, polydimethylsiloxane, refractive index measurement

1. INTRODUCCIÓN

De acuerdo con la Organización Mundial de la Salud, se considera ceguera a una agudeza visual menor a 3/60 (metros), equivalente a 10/200 (pies). Con esta definición se estima que en el mundo hay aproximadamente 43 millones de personas que padecen ceguera bilateral. Las principales causas de ceguera son, en orden de importancia, las cataratas, errores refractivos, degeneración macular, glaucoma y la retinopatía diabética^[5].

Entre los errores refractivos, las enfermedades de la córnea causan aproximadamente 10 millones de casos de ceguera corneal bilateral. Las principales enfermedades que afectan a la córnea son infección por tracoma, opacidad corneal, queratocono, traumas oculares, úlceras corneales y enfermedades genéticas o de nacimiento, las cuales causan cicatrización, vascularización, deformación cambios en la morfología de la córnea, principalmente^[6].

En México, hasta el 2020 se estimaban 16 millones de personas con visión débil de las cuales aproximadamente 540 mil eran ciegas^[7]. Algunos de los padecimientos visuales que afectan a la córnea, como las quemaduras químicas o el queratocono, se pueden tratar mediante intervenciones quirúrgicas como la cirugía láser o los trasplantes. La córnea es la responsable de dos terceras partes del poder refractivo del ojo y uno de los órganos más trasplantados a nivel mundial, al cierre del año 2023, en México se realizaron 3426 trasplantes cubriendo apenas la mitad de los pacientes en lista de espera. Además, de acuerdo al Centro Nacional de Trasplantes, de las 3426 córneas utilizadas 2399 fueron de origen nacional y 1027 importadas^[1]. Estas estadísticas, así como la alta demanda de trasplantes de córnea, representan un área importante para desarrollar proyectos para fabricar alternativas como las queratoprótesis (córneas artificiales) a base de polímeros, como el PDMS.

El PDMS, clasificado como un silicón elastómero, tiene propiedades importantes como flexibilidad, resistencia a la corrosión, estabilidad térmica y química, inercia química, relativo bajo costo y su posible biocompatibilidad^[8]. Este polímero es ampliamente utilizado ampliamente en diversas áreas, particularmente en la oftalmología es usado, por ejemplo, en dispositivos de drenaje en cirugías por glaucoma, en lentes de contacto y lentes intraoculares^[9].

Las propiedades ópticas del PDMS se consideran de interés particular para el desarrollo de queratoprótesis, ya que se destaca su alta transparencia y la variación de algunas de sus propiedades en función de sus parámetros de síntesis como, por ejemplo, su espectro de absorción y transmitancia o su índice de refracción, el cual, en particular, incrementa cuando se tiene un incremento en la temperatura de curado térmico o en la proporción (razón) de mezcla de sus componentes^[4,10].

La variación en las propiedades ópticas del PDMS permiten la fabricación de lentes líquidas con distancia focal variable, así como la manufactura de lentes sólidas elásticas, lentes sintonizables multicapa y otros elementos ópticos^[11].

En 2015, Cruz et al.^[3] manufacturaron una superficie refractiva hecha a base de PDMS, ver Figura 1, usando un molde fabricado adaptando el modelo de la superficie anterior de la córnea humana con un perfil de esfericidad variable, desarrollado en 2009 por Rosales et al.^[12] y el cual es representado por:

$$e(r) = 2.746\exp(-0.685r) + 0.294\exp(0.131r), \quad (1)$$

en donde $e(r)$ describe diferentes valores de excentricidad de 71 ojos de pacientes con visión 20/20 (pies), equivalente a visión 6/6 (metros), y r es el radio medido desde el eje óptico.

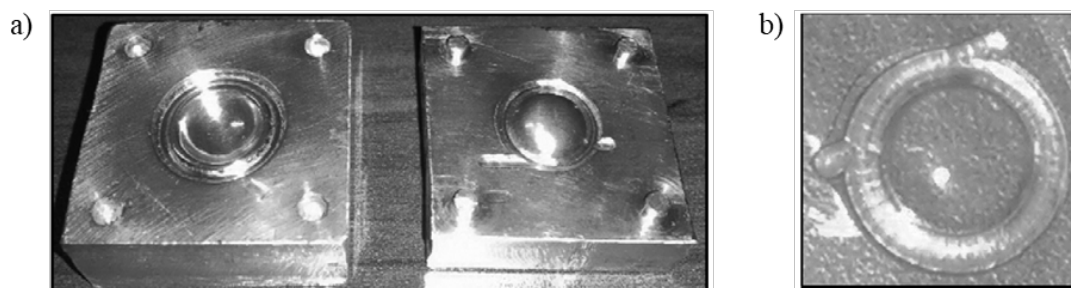


Figura 1. Fotografías de a) moldes de superficie refractiva, b) superficie manufacturada con PDMS^[13].

En dicho molde el PDMS es vertido y curado térmicamente, marcando un antecedente importante para la viabilidad de la manufactura de córneas artificiales a base de polímeros.

Es por lo anterior, que el objetivo de este trabajo es caracterizar el índice de refracción de muestras de PDMS en estado líquido y elastómero las cuales se manufacturan con variación de sus parámetros de síntesis (temperatura de curado y razón de mezcla de los componentes), para confirmar su aplicación en la manufactura de queratoprótesis.

2. DESARROLLO EXPERIMENTAL

El índice de refracción (n) es una de las propiedades básicas e importantes de los materiales y es muy utilizado en áreas como la química y la biología. De manera simple y general es definido como la razón de la velocidad de la luz en el vacío entre la velocidad de la luz en el material de interés^[13-15].

En este trabajo dicha propiedad es medida usando tres láseres de diferentes longitudes de onda con la finalidad de conocer el desempeño óptico del polímero en longitudes de onda del espectro visible lo que nos proporcionará información sobre su posible aplicación en la fabricación de queratoprótesis. Para el desarrollo experimental se implementan dos métodos: Ángulo de Mínima Desviación (AMD) y Reflexión Total Interna (RTI) para lo cual se utiliza un espectro-goniómetro, ver Figura 2, que permite medir ángulos con una precisión de ± 10 segundos de arco.



Figura 2. Espectro goniómetro (R.Fuess, Berlín, 1879)

El método de AMD es utilizado para la medición del índice de refracción de sustancias en estado líquido dado su facilidad de implementación al usar una cubeta triangular equilátera en la que se deposita la sustancia, ver Figura 3-a). El índice de refracción es obtenido a partir de la Ley de Snell, al medir el ángulo mínimo de desviación (δ_{min}) cuando el haz del láser pasa a través de la cubeta y sustituyendo este valor en la ecuación (2), donde α es el valor de cualquiera de los ángulos internos de la cubeta (60°), ver figura 3-b)^[14].

$$n = \frac{\sin((\alpha + \delta_{min})/2)}{\sin(\alpha/2)}. \quad (2)$$

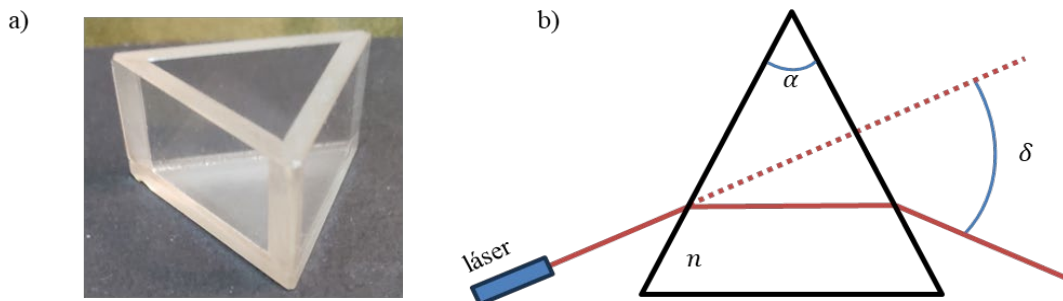


Figura 3. a) cubeta triangular, c) esquema del método AMD

Para sustancias en estado sólido o con baja transmitancia, como el caso de tejidos biológicos, el método de AMD no es útil, por lo que se implementa otras técnicas como la medición del índice de refracción por RTI. Para el método de RTI utilizamos una lente cilíndrica con un índice de refracción de $n = 1.491$ en cuya cara plana se coloca el material en estado sólido verificando el máximo contacto entre las dos superficies, ver Figura 4-a) y b). Este método se basa en que, cuando el índice de refracción del medio incidente es mayor que el del medio de transmisión $n_i > n_t$, y el ángulo de incidencia θ_i (medido desde la normal a la interfaz) se vuelve gradualmente más grande, el haz transmitido se acerca tangencialmente a la interfaz. Conforme θ_i incrementa, más energía aparece en el rayo reflejado, hasta que este

ángulo es mayor que el ángulo crítico θ_c , entonces toda la energía es reflejada hacia el medio de incidencia^[13], lo que se conoce como Reflexión Total Interna. Para calcular n_t se requiere conocer el valor de θ_c y usar la ecuación (3):

$$n_t = (\sin\theta_c)(n_i) \quad (3)$$

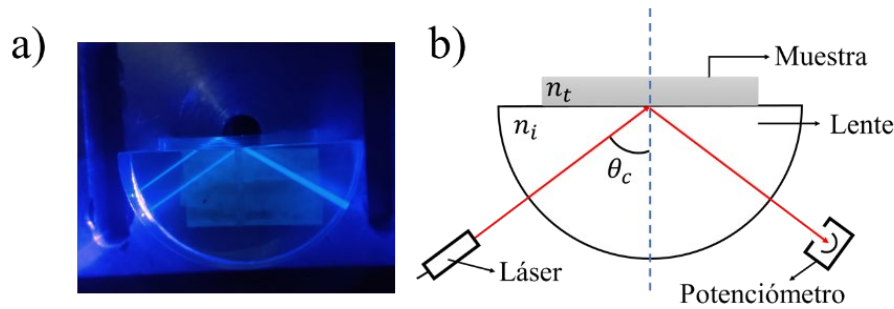


Figura 4. a) Fotografía de lente cilíndrica con muestra de PDMS, b) esquema del método por RTI

Preparación de muestras de PDMS

Para este trabajo se utiliza PDMS Sylgard 184, el cual es distribuido por el proveedor en dos partes, la base y el catalizador o agente de curado, las cuales se mezclan en una proporción que se denota como base:catalizador.

Para la medición en estado líquido se preparan 3 muestras con 10 partes de base y 3 distintas cantidades de catalizador. Para esto, se pesan las 10 partes de la base en un vaso de precipitado y se agrega las partes de catalizador, para la primera muestra 1 parte, para la segunda 1.5 partes y para la tercera 2 partes. Esta mezcla se agita lenta y manualmente durante un minuto, después es depositada en la cubeta triangular donde se deja reposar hasta que las burbujas formadas durante la agitación desaparezcan (de 20 a 30 minutos aproximadamente).

Para la medición en estado elastómero (sólido) se preparan 9 muestras con diferentes proporciones de base:catalizador, curadas térmicamente a 3 temperaturas diferentes durante 22 minutos, de acuerdo a lo descrito en la Tabla 1.

Tabla 1. Parámetros usados para las 9 muestras preparadas

Muestra	1	2	3	4	5	6	7	8	9
Proporción (base:catalizador)	10:1	10:1	10:1	10:1.5	10:1.5	10:1.5	10:2	10:2	10:2
Temperatura (°C)	100	170	230	100	170	230	100	170	230

Para la preparación cada una de las muestras se sigue el procedimiento que se muestra en la Figura 5 que comprende los pasos: 1) pesaje de las partes de base y catalizador en un vaso de precipitado; 2) se agita durante un minuto de forma lenta y constante; 3) se vierten 1.5 gramos de la mezcla en el molde circular de aluminio de 35 mm de diámetro; 4) se deja reposar durante 30 minutos para asegurar la eliminación de burbujas; 5) se somete a curado térmico al introducir el molde a una Mufla FE-360 precalentada durante 4 horas a la

temperatura elegida para cada caso; 6) se deja enfriar, se desmolda y finalmente 7) se corta la muestra en rectángulos de 14x39 mm con ayuda de un exacto.

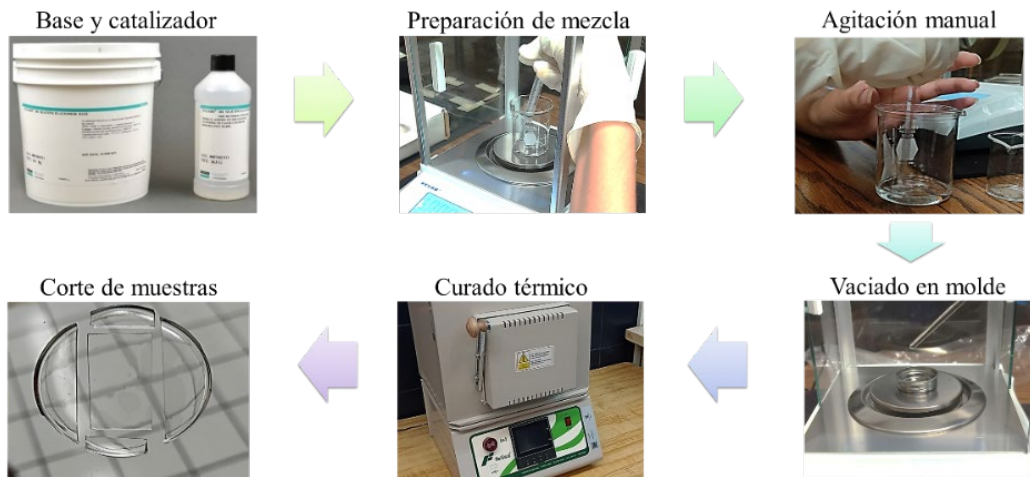


Figura 5. Esquema de preparación de muestras de PDMS

Arreglo óptico

Para la caracterización se monta el arreglo óptico mostrado en la Figura 6.

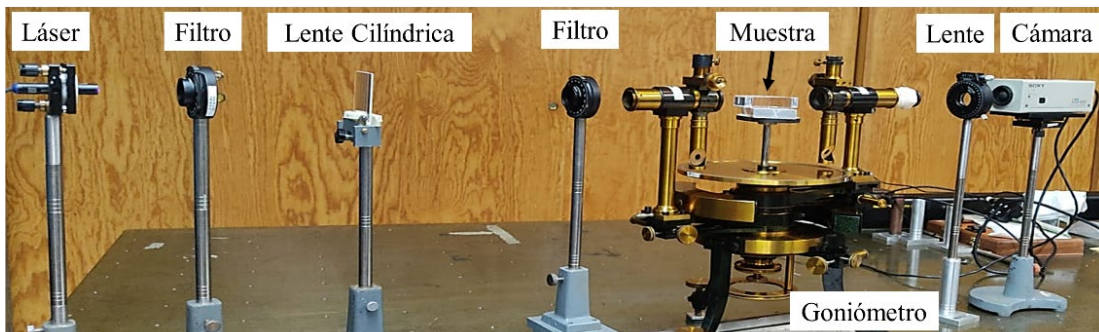


Figura 6. Arreglo óptico para medición de índice de refracción

El espectro-goniómetro (marca R. Fuess, 1879) utilizado en el arreglo óptico tiene una plataforma en la que se monta la muestra con ayuda de la lente cilíndrica o la celda triangular, dependiendo del estado de agregación. Además de lo anterior, se utilizó una segunda lente cilíndrica para enfocar al haz del láser en una línea, así como 2 filtros para disminuir la intensidad del láser y evitar la saturación de la cámara SONY CCD-IRIS que es usada para alinear.

3. RESULTADOS

Para la caracterización óptica del índice de refracción de cada una de las muestras, tanto en estado líquido como en elastómero, se utilizaron 3 láseres centrados en las longitudes de onda $\lambda_B = 405$, $\lambda_G = 516$, $\lambda_R = 632 \text{ nm}$. Se realizaron en total 36 conjuntos de datos, correspondiente a 3 mediciones por 12 muestras.

Se realiza el calibrado del goniómetro usando agua y filtros con una curva de transmitancia de banda angosta centrados en 420, 480 y 620 nm de longitud de onda (λ). En la Figura 7 se observan los valores de 5 mediciones del índice de refracción cada longitud de onda los cuales se compararon contra los reportados en la literatura^[16].

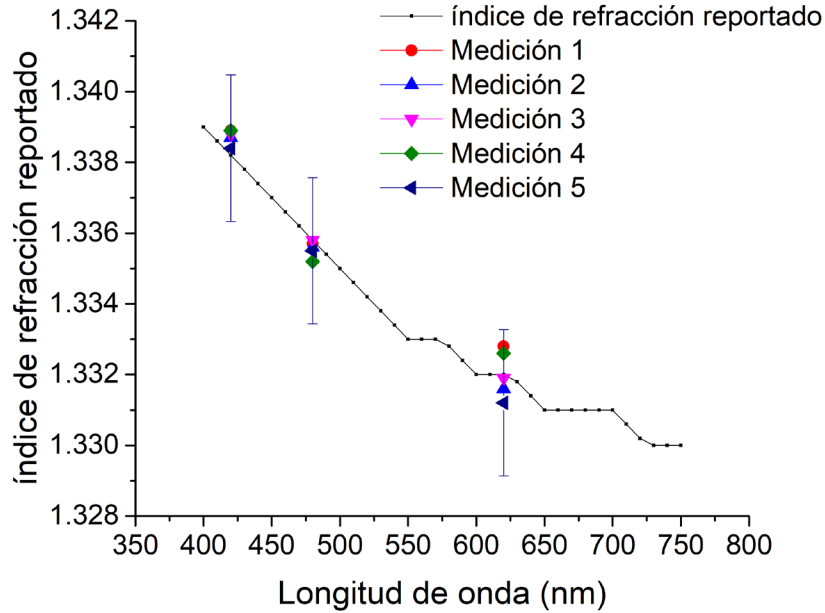


Figura 7. Valores del índice de refracción del agua medidos contra los reportados en la literatura^[16].

Para las muestras en estado líquido se realizan 9 conjuntos de mediciones, correspondientes a 3 diferentes longitudes de onda para cada una de las 3 muestras líquidas, ver Figura 7- a), b) y c). El error mostrado en las gráficas es calculado por la ecuación (4), donde $\Delta\delta_{min}$ es el error de medición de los ángulos dado por la precisión del instrumento.

$$\Delta n = \frac{\cos((\alpha + \delta_{min})/2)}{2 \sin \alpha/2} \Delta\delta_{min} \quad (4)$$

La medición del índice de refracción de muestras en estado elastómero (sólido) se obtuvieron 27 sets, correspondientes a la medición en 3 longitudes de onda para las 9 muestras. Los valores del índice de refracción para las muestras en función de la longitud de onda y la temperatura de curado se muestran en la Figura 8-a), b) y c). El error mostrado en las gráficas se calcula por la ecuación (5), donde $\Delta\theta_c$ es el error de medición dado por el espectrogoniómetro.

$$\Delta n_t = [(n_i)(\cos\theta_c)] \cdot \Delta\theta_c. \quad (5)$$

En las gráficas a), b) y c) de la Figura 8, se puede observar que el valor más alto del índice de refracción es obtenido en la longitud de onda $\lambda_G = 516 \text{ nm}$, para todas las proporciones de mezcla y en todos los tiempos de curado térmico. Además, se observa que en general los valores de n para $\lambda_R = 632 \text{ nm}$ son más bajos que para $\lambda_B = 405 \text{ nm}$.

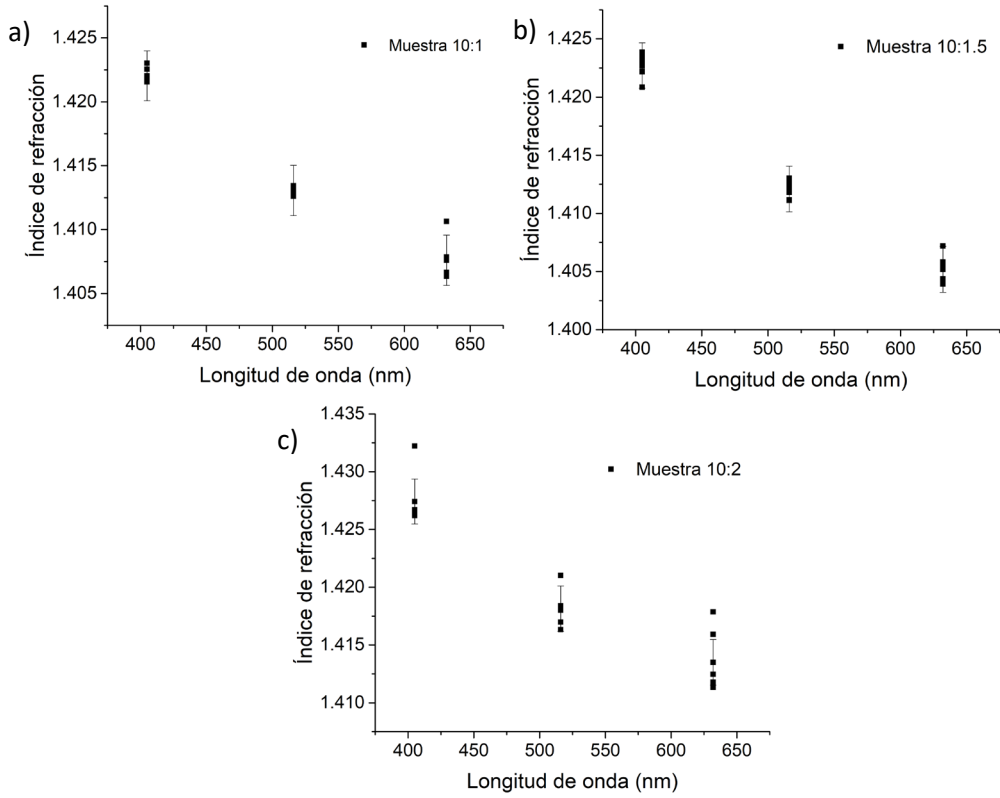


Figura 8. Valores del índice de refracción de a) agua, b) mezcla 10:1, c) mezcla 10:1.5 y d) mezcla a 10:2

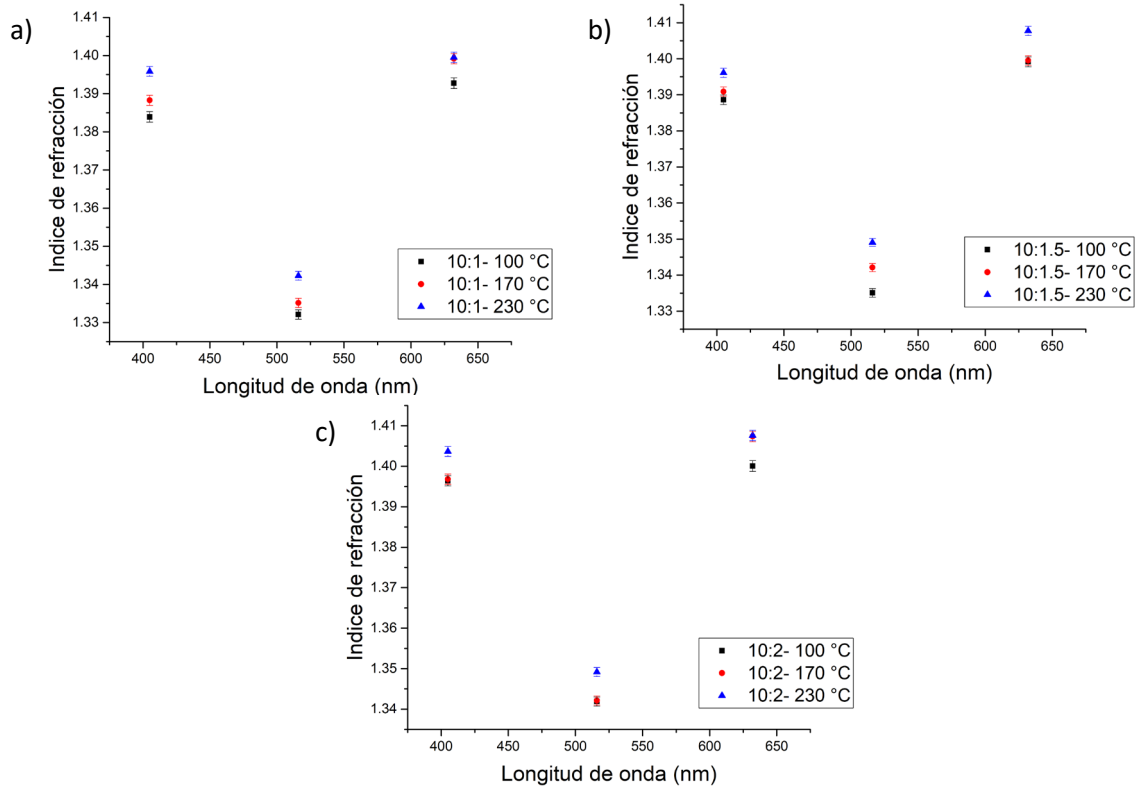


Figura 9. Valores del índice de refracción con respecto a $\lambda_B, \lambda_G, \lambda_R$ para las concentraciones a) 10:1, b) 10:1.5 y c) 10:2

4. CONCLUSIONES

Es importante comprender el comportamiento del PDMS bajo las condiciones de síntesis en las que se planea trabajar ya que existen diversos reportes de los valores del índice de refracción en la literatura pero que corresponden a condiciones muy específicas.

Las gráficas de los valores de n de PDMS en estado elastómero nos dan información sobre el comportamiento del polímero para diversas longitudes de onda, de donde podemos inferir que el material refracta más a la luz cerca de la normal para longitudes de onda cercanas al pico de la curva de la eficiencia de la visión fotópica del ojo humano, $\lambda_{ph} = 530 \text{ nm}$.

De los resultados obtenidos podemos asegurar que es posible determinar con buena precisión los valores del índice de refracción de diversas sustancias en diferentes estados de agregación y en función de longitudes de onda específicas. La caracterización del polímero en la manufactura de queratoprótesis es importante ya que se espera que tengan un desempeño óptico semejante al de la córnea humana.

5. REFERENCIAS

- [1] Centro Nacional de Trasplantes, “Estadísticas sobre donación y trasplantes,” Gobierno de México, 06 de julio de 2023, <<https://www.gob.mx/cenatra/documentos/estadisticas-50060>> (07 febrero 2024).
- [2] Flaxman, S. R., Bourne, R. R., Resnikoff, S., Ackland, P., Braithwaite, T., Cicinelli, M. V. and Zheng, Y., “Global causes of blindness and distance vision impairment 1990–2020: a systematic review and meta-analysis,” *The Lancet Global Health*, 5(12), e1221-e1234 (2017).
- [3] Cruz-Félix, Á. S., Alvarado, A. S., Iturbide-Jiménez, F., Reyes-Pérez, E., López-Olazagasti, E., and Tepichín-Rodríguez, E., “Manufacture and analysis of a refractive surface with variable asphericity to model the human cornea,” In *Current Developments in Lens Design and Optical Engineering XVI*, SPIE 9578, 92-97 (2015).
- [4] Cruz-Félix, A. S., Santiago-Alvarado, A., Márquez-García, J., and González-García, J., “PDMS samples characterization with variations of synthesis parameters for tunable optics applications,” *Heliyon*, 5(12) (2019).
- [5] Geneva: World Health Organization, “World report on vision”; Licence: CC BY-NC-SA 3.0 IGO (2019)
- [6] Whitcher, J. P., Srinivasan, M., and Upadhyay, M. P., “Corneal blindness: a global perspective,” *Bulletin of the world health organization*, 79(3), 214-221 (2001).
- [7] Bourne, R., Steinmetz, J. D., Flaxman, S., Briant, P. S., Taylor, H. R., Resnikoff, S. and Tareque, M. I., “Trends in prevalence of blindness and distance and near vision impairment over 30 years: an analysis for the Global Burden of Disease Study,” *The Lancet global health*, 9(2), e130-e143 (2021).

- [8] Ariati, R., Sales, F., Souza, A., Lima, R. A., and Ribeiro, J., "Polydimethylsiloxane composites characterization and its applications: A review," *Polymers*, 13(23), 4258 (2021).
- [9] Maitz, M. F., "Applications of synthetic polymers in clinical medicine," *Biosurface and Biotribology*, 1(3), 161-176 (2015).
- [10] Santiago-Alvarado, A., Cruz-Félix, A. S., González-García, J., Sánchez-López, O., Mendoza-Jasso, A. J., and Hernández-Castillo, I., "Polynomial fitting techniques applied to opto-mechanical properties of PDMS Sylgard 184 for given curing parameters," *Materials Research Express*, 7(4), 045301 (2020).
- [11] Santiago-Alvarado, A., Cruz-Félix, A. S., Reyes-Pérez, E. R., Muñoz-López, J., Sánchez-López, O., and Hernández-Castillo, I., "Tunable multilayered lens made of PDMS with a biconical surface profile design and manufacture," *Applied Optics*, 61(2), 570-579 (2022).
- [12] Rosales, M. A., Juárez-Aubry, M., López-Olazagasti, E., Ibarra, J., and Tepichín, E., "Anterior corneal profile with variable asphericity," *Applied optics*, 48(35), 6594-6599 (2009).
- [13] Li, H., & Xie, S., "Measurement method of the refractive index of biotissue by total internal reflection," *Applied optics*, 35(10), 1793-1795 (1996).
- [14] Yunus, W. M. B. M., & Rahman, A. B. A., "Refractive index of solutions at high concentrations," *Applied optics*, 27(16), 3341-3343 (1988).
- [15] Singh, S., "Refractive index measurement and its applications," *Physica Scripta*, 65(2), 167 (2002).

ESTUDIO FUERA DE LÍNEA DE UNA INTERFAZ CEREBRO COMPUTADORA PARA EL CONTROL DE UN ROBOT MÓVIL HOLONÓMICO

Eduardo V. Perez-Hernandez ^a, María Monserrat Morin Castillo ^a, José Rubén Conde Sánchez ^b

^aFacultad de Ciencias de la Electrónica - BUAP, Pue. Puebla,
eduardo.perezherna@ieee.org, maria.morin@correo.buap.mx

^bFacultad de Ciencias Físico Matemáticas - BUAP, Pue. Puebla,
ruben.conde@correo.buap.mx

RESUMEN

El creciente interés en el desarrollo e implementación de Interfaces Cerebro Computadora (ICC) ha generado una amplia gama de contribuciones en forma de herramientas y metodologías destinadas a mejorar estos sistemas. Este esfuerzo conjunto ha permitido avanzar en la comprensión y aplicación de la comunicación entre humanos y máquinas. Este trabajo presenta una metodología de clasificación basada en el modelo de red neuronal convolucional EEGNET, validada fuera de línea. Utilizando datos de electroencefalograma (EEG) del paradigma de Imágenes Motoras (MI) de cuatro clases, de la *BCI Competition 2008 2A*, las señales EEG se emplean para generar comandos que controlan un robot móvil holonómico de tres ruedas.

Palabras Claves: Interfaz Cerebro Computadora, Robot Móvil, Validación Fuera de Línea

ABSTRACT

The growing interest in the development and implementation of Brain Computer Interfaces (BCIs) has generated a wide range of contributions in the form of tools and methodologies aimed at improving these systems. This joint effort has advanced the understanding and application of human-machine communication. This work presents a classification methodology based on the EEGNET convolutional neural network model, validated offline. Using electroencephalogram (EEG) data from the four-class Motor Imagery (MI) paradigm of the *BCI Competition 2008 2A*, the EEG signals are used to generate commands that control a three-wheeled holonomic mobile robot.

Key words: Brain Computer Interface, Mobile Robot, Offline Validation

1. INTRODUCCIÓN

Una Interfaz Cerebro Computadora (ICC) es un conjunto de herramientas y dispositivos que permiten transformar la actividad neuronal específica en comandos de instrucción para

agentes externos, facilitando así la interacción directa entre el cerebro y un dispositivo. La base principal de esta tecnología es el análisis de la actividad cerebral, principalmente a través de electroencefalogramas (EEG), con el objetivo de identificar las ondas cerebrales asociadas a alguna actividad específica.

El EEG permite el registro de la actividad neuronal en tiempo real, esta técnica explora la funcionalidad del sistema nervioso central. Las neuronas constituyen un pequeño dipolo eléctrico con polaridad variable en función de que el impulso a la célula sea inhibitorio o excitatorio [1]. Estas señales se procesan y analizan para identificar patrones que correspondan a intenciones o pensamientos específicos del usuario.

En la literatura es común encontrar paradigmas relacionados, siendo los principales, aquellos asociados al movimiento imaginado de extremidades como brazos y pies, también denominados imágenes motoras. Estos paradigmas buscan identificar el momento en que el usuario realiza la tarea mental asociada, permitiendo así la traducción de estas señales en comandos para controlar dispositivos externos. Estudios realizados por Alonso-Valerdi et al. [2] proporcionan información complementaria sobre los diversos paradigmas asociados a esta tecnología.

De igual forma, el constante avance en la investigación de las ICC ha permitido el desarrollo de diversas aplicaciones. Por ejemplo: en el ámbito clínico, se ha explorado la viabilidad de dirigir prótesis empleando ICC [3], esto ha abierto nuevas posibilidades para pacientes con discapacidades motoras, ofreciéndoles una mayor autonomía y calidad de vida. Diversos estudios han explorado la efectividad de las imágenes motoras en ICC para el control de dispositivos que permiten mejorar la recuperación funcional y la independencia en individuos con deficiencias motoras. Neethu et al. [4] revisa los avances en tecnología de ICC y robótica, destacando su aplicación en la rehabilitación.

El objetivo de este trabajo es proponer una metodología para el desarrollo de una ICC, empleando el paradigma de imágenes motoras para el control de un robot móvil holonómico. Este enfoque no solo demuestra la capacidad de las ICC para interpretar y ejecutar comandos basados en la actividad cerebral, sino que también resalta el potencial de estas interfaces para aplicaciones prácticas en robótica y automatización. La metodología propuesta incorpora el control de movimiento de un robot holonómico, respondiendo a la necesidad de lograr un desplazamiento natural, tal como fue identificado por Masayoshi en 2007 [5].

2. MATERIALES Y MÉTODOS

Una ICC generalmente consta de cuatro etapas: adquisición de datos, procesamiento digital, control de la aplicación y retroalimentación del sistema. Sin embargo, cuando se trata de una interfaz cerebro computadora fuera de línea, las etapas se centran en áreas específicas de investigación o desarrollo. Estudiar una ICC fuera de línea permite evaluar los algoritmos desarrollados sin la necesidad de utilizar los recursos que requeriría una ICC completamente integrada. En este trabajo, se abordan principalmente dos etapas: procesamiento digital y control de la aplicación. Cabe destacar que, para la etapa de adquisición de datos, se empleará un conjunto de datos de libre acceso de sujetos realizando tareas mentales.

2.1 Conjunto de Datos

El conjunto de datos empleado fue recuperado de la IV Competencia de ICC 2008 – 2A [6], proporcionado por la Universidad Tecnológica de Graz (Australia) y de libre acceso. Este conjunto incluye registros de electroencefalograma (EEG) de 9 usuarios asociados al paradigma de imágenes motoras de 4 clases (movimiento del brazo derecho, izquierdo, pies y lengua). La captura del EEG se realizó con 22 electrodos de AG/AGCL en montaje monopolar, a una frecuencia de muestreo de 250 Hz. Además del registro de EEG, se capturó un registro de electrooculografía (EOG), sin embargo, este no fue empleado en este trabajo.

El protocolo de registro de los entrenamientos de los usuarios comenzaba con una señal sonora en el segundo 0. Durante los siguientes 2 segundos, se mostraba una cruz en una pantalla negra. Luego, durante aproximadamente 1.25 segundos, la pantalla mostraba una flecha indicando la tarea a realizar: flecha izquierda para el movimiento del brazo izquierdo, flecha derecha para el movimiento del brazo derecho, flecha hacia arriba para el movimiento de la lengua y flecha hacia abajo para el movimiento de los pies. Durante este tiempo, el sujeto solo debía reconocer la indicación. Finalmente, del segundo 3.25 al segundo 6, el sujeto realizaba la actividad correspondiente a la tarea indicada (movimiento real o movimiento imaginado). En la Figura 1 se muestra el esquema temporal del protocolo.

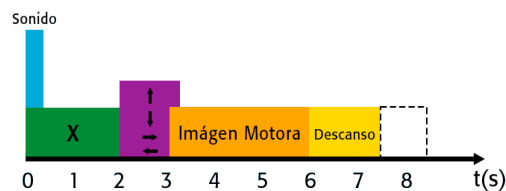


Figura 1. Esquema de tiempo del conjunto de datos empleado

El enfoque más común para usar señales EEG como entradas a los modelos de clasificación es representar la señal como una matriz, donde cada fila representa un punto de tiempo de un solo canal de EEG y cada columna representa la señal de diferentes canales. Para estructurar estos datos, es necesario preprocesar la información del conjunto de datos. En este estudio, se decidió utilizar doce electrodos (véase Figura 2), basándose en el estudio realizado en [7], donde se comprobó, a través de un algoritmo de selección, que los electrodos cercanos a C3 y C4 son más efectivos para la caracterización de la desincronización (ERD) y sincronización (ERS) relacionada con eventos, siendo efectivos en el paradigma de imágenes motoras [8].

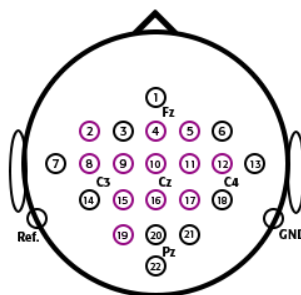


Figura 2. Selección de canales de EEG

Se aplicó un filtrado pasabanda para obtener las ondas de frecuencia alfa (8-13 Hz) y beta (13-30 Hz), donde suelen observarse los ERD y ERS [7], fenómenos asociados a las imágenes motoras. Posteriormente, se definió emplear un espacio de tiempo específico, con la finalidad de procesar la información más relevante. Por ello, se seleccionó el intervalo de tiempo del segundo dos al segundo seis, como se muestra en el esquema de tiempo de la Figura 1. Este intervalo incluye desde el momento de la instrucción en pantalla hasta la finalización de la tarea asociada, obteniendo así una representación estructurada de las señales de EEG para su clasificación.

2.2 EEGNET

EEGNet [9] es una arquitectura de red neuronal convolucional (CNN) compacta, diseñada para clasificar señales de EEG asociadas a paradigmas de imágenes motoras, entre otros. Se propuso su uso debido a su capacidad para ser entrenada con una cantidad limitada de datos. Los datos de entrada del modelo tienen la forma (C, T) , donde C es la cantidad de canales y T son los puntos de muestreo de cada canal.

El procesamiento comienza con dos capas de convolución (Conv2D) con un tamaño de núcleo $(K1, 1)$, diseñadas para capturar patrones temporales en cada electrodo. Luego, se emplea una capa de convolución profunda (DepthwiseConv2D) con un tamaño de núcleo $(1, E)$ para extraer características espaciales. Finalmente, se utiliza SeparableConv2D con un tamaño de núcleo $(K2, 1)$ para obtener información temporal más compleja de todos los electrodos [10].

En la literatura es posible encontrar resultados de la precisión en la clasificación de cuatro de conjuntos de datos diversos empleando este modelo, en la Tabla 1 se pueden hallar estos valores de comparación.

Tabla 1. Valores de precisión de clasificación de cuatro clases con la arquitectura EEGNet

Autores	Conjunto de datos	Precisión
Rao Y. et al. [11]	Propios	72.91 %
M. Liu et al. [12]	BCI Competition IV 2A [6]	54.50 %
Míncheng Wang [13]	BCI Competition IV 1 [6]	63.59 %

2.3 Sistema de Robot Móvil

El tipo de robot móvil empleado en este trabajo es un robot móvil holonómico, que se caracteriza porque su número de grados de libertad es igual al número de coordenadas necesarias para describir su configuración [14]. Para controlar el movimiento, se implementó un control cinemático que considera la geometría del robot y estudia su posición, velocidad y aceleración [15].

En la Figura 3 se muestra el modelo esquemático en el marco de referencia global X_w y Y_w . En la Ecuación 1 se representa el modelo, donde $R = 0.1m$ es la distancia del centro del robot a cada rueda, $r = 0.03$ es el radio de cada rueda, y $\partial_a = 60^\circ$, $\partial_b = 180^\circ$ y $\partial_c = 300^\circ$ son los ángulos de distribución de cada eje de rueda respecto al eje X_w .

$$\begin{bmatrix} \dot{x} \\ \dot{y} \\ \dot{\phi} \end{bmatrix} = \frac{1}{r} \begin{bmatrix} \cos(\theta_a + 90^\circ) & \cos(\theta_a + 90^\circ) & R \\ \cos(\theta_b + 90^\circ) & \cos(\theta_b + 90^\circ) & R \\ \cos(\theta_c + 90^\circ) & \cos(\theta_c + 90^\circ) & R \end{bmatrix} \begin{bmatrix} v_x \\ v_y \\ \phi \end{bmatrix} \quad (1)$$

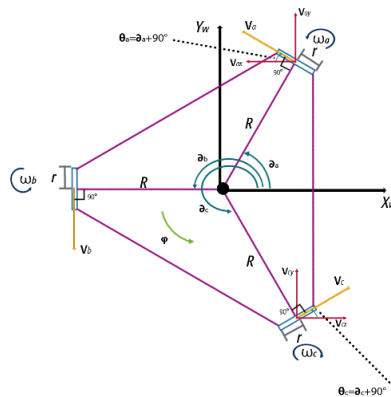


Figura 3. Esquema geométrico de la cinemática del robot móvil

2.4 Configuración Experimental

El modelo experimental propuesto consta de tres módulos, Figura 4. El *primer módulo* es la fase de entrenamiento, que consiste en el preprocesamiento del conjunto de datos asociados a imágenes motoras. Este proceso permite estructurar la información necesaria para entrenar el modelo de clasificación. El *segundo módulo* se enfoca en la clasificación fuera de línea, utilizando el modelo de clasificación previamente entrenado. Los resultados de esta clasificación permiten asignar instrucciones al *tercer módulo* el cuál es el encargado del control del prototipo de robot móvil. Este módulo ejecuta movimientos predefinidos asociados a cada una de las cuatro clasificaciones: el movimiento imaginado de la mano derecha se asocia con el movimiento en el eje X-; el movimiento imaginado de la mano izquierda, con el eje X+; el movimiento imaginado de la lengua, con el eje Y+; y el movimiento imaginado de los pies, con el eje Y-

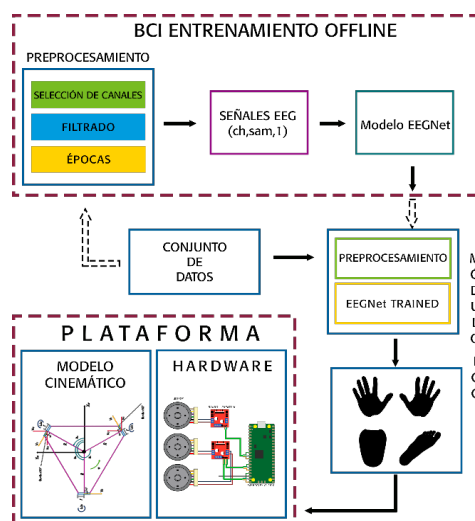


Figura 4: Configuración experimental

3. RESULTADOS

Los resultados del modelo de clasificación se presentan en la Figura 5, donde se obtuvo una precisión del 61.59% en el entrenamiento con datos de 9 sujetos. Para este proceso, se utilizó el 80% de los datos disponibles para el entrenamiento y el 20% para la validación. Los parámetros específicos del modelo fueron: $K1=8$, $K2=16$ y $E=12$. Esta precisión refleja la capacidad del modelo para clasificar correctamente las señales de EEG asociadas a las imágenes motoras, demostrando su eficacia en un contexto de datos limitados.

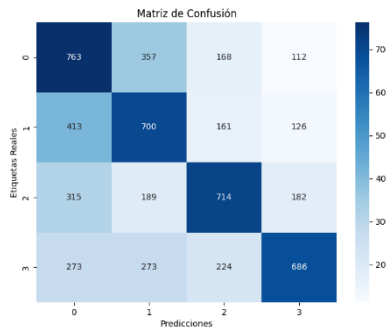


Figura 5. Matriz de confusión del modelo de clasificación

En cuanto a la funcionalidad del modelo cinemático, se validó en Matlab como se muestra en la Figura 6. Las pruebas incluyeron movimientos a una velocidad de 1 m/s en el eje X y en el eje Y. Los resultados confirman que el modelo puede controlar el robot móvil holonómico de manera efectiva, respondiendo correctamente a las instrucciones de movimiento.

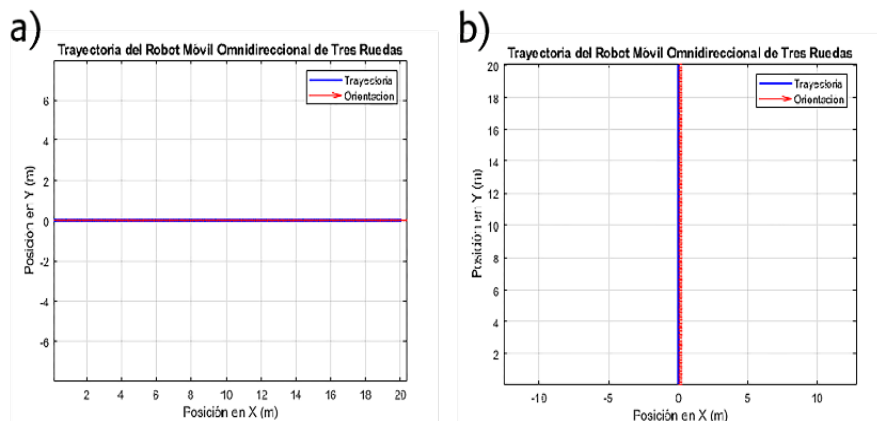


Figura 6. Evaluación del modelo cinemático para el movimiento sobre a) eje x; y, b) eje y

4. CONCLUSIONES

La integración entre el avance tecnológico y la comprensión del cerebro es esencial para mejorar las Interfaces Cerebro Computadora (ICC), beneficiando a la sociedad. Este trabajo presenta una propuesta de metodología de clasificación basada en EEGNET, validada fuera de línea, utilizando datos de EEG del paradigma de imágenes motoras. La precisión del

61.59% indica una capacidad aceptable del modelo para interpretar correctamente las intenciones del usuario a partir de la actividad cerebral. Esta precisión sugiere que el modelo es competente en clasificar las señales EEG en un entorno controlado, proporcionando una base sólida para futuras mejoras y optimizaciones. Los resultados confirman que el modelo puede controlar el robot móvil holonómico de manera efectiva, respondiendo correctamente a las instrucciones de movimiento. La validación de este control en un entorno fuera de línea asegura que el modelo tiene el potencial de ser utilizado en aplicaciones prácticas, sin necesidad de una integración inmediata y costosa en un sistema en línea. Sin embargo, dado que estos sistemas deben operar de manera confiable, es crucial robustecer el robot para abordar necesidades como la evasión de obstáculos y la prevención de colisiones, lo que garantizaría la alineación de las intenciones del usuario con su entorno. Como propuesta para trabajos futuros, se sugiere agregar esta capa de robustez para permitir el funcionamiento en ambientes no controlados.

4. REFERENCIAS

- [1] F. Ramos-Argüelles, G. Morales, S. Egozcue, R.M. Pabón, and M.T. Alonso. Técnicas básicas de electroencefalografía: principios y aplicaciones clínicas. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*, 32:69 – 82, 00 2009.
- [2] M. Alonso-Valerdi and V. R. Mercado-García. Updating BCI paradigms: Why to design in terms of the user? Pages 710–713. *IEEE*, 5 2021.
- [3] Marco Vilela and Leigh R. Hochberg. Chapter 8 - applications of brain-computer interfaces to the control of robotic and prosthetic arms. In Nick F. Ramsey and José del R. Millán, editors, *Brain-Computer Interfaces*, volume 168 of *Handbook of Clinical Neurology*, pages 87–99. Elsevier, 2020.
- [4] Robinson, N., Mane, R., Chouhan, T., & Guan, C. (2021). Emerging trends in BCI-robotics for motor control and rehabilitation. *Current Opinion in Biomedical Engineering*, 20, 100354. <https://doi.org/10.1016/j.cobme.2021.100354>
- [5] Wada, M. (2007). Holonomic and omnidirectional wheelchairs with synchronized 4WD mechanism. *2007 IEEE/RSJ International Conference on Intelligent Robots and Systems*, 1196–1202. <https://doi.org/10.1109/IROS.2007.4399585>
- [6] C. Brunner, R. Leeb, G. Müller-Putz, A. Schlögl and G. Pfurtscheller, BCI competition 2008–Graz data set A, Graz, Austria, vol. 16, pp. 136-142, 2008, [online] Available: http://www.bbci.de/competition/iv/desc_2a.pdf
- [7] A. Tiwari and A. Chaturvedi, "A Novel Channel Selection Method for BCI Classification Using Dynamic Channel Relevance," in *IEEE Access*, vol. 9, pp. 126698-126716, 2021, doi: 10.1109/ACCESS.2021.3110882.
- [8] L.E.H. van Dokkum, T. Ward, and I. Laffont. Brain computer interfaces for neurorehabilitation – its current status as a rehabilitation strategy post-stroke. *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine*, 58:3–8, 2 2015.
- [9] Vernon J Lawhern, Amelia J Solon, Nicholas R Waytowich, Stephen M Gordon, Chou P Hung, and Brent J Lance. Eegnet: a compact convolutional neural network for EEG based brain–computer interfaces. *Journal of Neural Engineering*, 15:056013, 10 2018.

- [10] Ghadir Ali Altuwaijri and Ghulam Muhammad. Electroencephalogram-based motor imagery signals classification using a multi-branch convolutional neural network model with attention blocks. *Bioengineering (Basel, Switzerland)*, 9, 7 2022.
- [11] Rao, Y., Zhang, L., Jing, R., Huo, J., Yan, K., He, J., Hou, X., Mu, J., Geng, W., Cui, H., Hao, Z., Zan, X., Ma, J., & Chou, X. (2024). An optimized EEGNet decoder for decoding motor image of four class fingers flexion. *Brain research*, 1841, 149085. Advance online publication. <https://doi.org/10.1016/j.brainres.2024.149085>.
- [12] M. Liu, F. Cao, X. Wang and Y. Yang, "A study of EEG classification based on attention mechanism and EEGNet Motor Imagination," 2023 3rd International Symposium on Computer Technology and Information Science (ISCTIS), Chengdu, China, 2023, pp. 976-981, doi: 10.1109/ISCTIS58954.2023.10213202.
- [13] Mincheng Wang. 2023. A Modified Motor Imagery Classification Method Based on EEGNet. In Proceedings of the 2022 6th International Conference on Electronic Information Technology and Computer Engineering (EITCE '22). Association for Computing Machinery, New York, NY, USA, 427–431. <https://doi.org/10.1145/3573428.3573502>
- [14] Robert Holmberg and Oussama Khatib. Development and control of a holonomic mobile robot for mobile manipulation tasks. *The International Journal of Robotics Research*, 19:1066–1074, 11 2000.
- [15] Serdar Kucuk and Zafer Bingul. *Robot Kinematics: Forward and Inverse Kinematics*. Pro Literatur Verlag, Germany / ARS, Austria, 12 2006.

EVALUACIÓN DE LA CITOTOXICIDAD DEL PDMS MEDIANTE PRUEBAS CON *BACILLUS CLAUSII* PARA SU POSIBLE APLICACIÓN EN LA ELABORACIÓN DE CÓRNEAS ARTIFICIALES

Hernández-Mota Sonia*, Reyes-Rivera Daniela Karen, Spezzia-Mazzocco Teresita, Cruz-Félix Angel Sinue, Landa-Landa Alejandro, Tepichín-Rodríguez Eduardo.

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

*sonia.hernandez@inaoep.mx

RESUMEN

Este trabajo representa el primer avance en establecer las bases para evaluar materiales adecuados para producir córneas artificiales en México, con el objetivo de abordar la demanda continua de tejido corneal humano. Se estudia el polidimetilsiloxano (PDMS), reconocido por su versatilidad, durabilidad y rentabilidad en la investigación biomédica, oftálmica y óptica¹. Esta evaluación implicó preparar muestras de PDMS con diferentes concentraciones de dos reactivos y someterlas a diferentes temperaturas de curado para evaluar sus propiedades citotóxicas. Utilizando pruebas con *Bacillus clausii*², se encontró una ausencia de citotoxicidad en todas las muestras de PDMS, sentando las bases para estudios más detallados sobre la interacción del PDMS con células oculares específicas.

Palabras Claves: PDMS, Citotoxicidad, *Bacillus clausii*, córnea artificial

ABSTRACT

This work represents the first advancement in establishing the foundation for evaluating materials suitable for producing artificial corneas in Mexico, aiming to address the continuous demand for human corneal tissue. We focused on polydimethylsiloxane (PDMS), which is recognized for its versatility, durability, and cost-effectiveness in biomedical, ophthalmic, and optical research¹. The evaluation involved preparing PDMS samples with varying concentrations of two reagents and subjecting them to different curing temperatures to assess their cytotoxic properties. Using *Bacillus clausii* tests², we found an absence of cytotoxicity in all PDMS samples, laying the groundwork for further detailed studies on PDMS interaction with specific ocular cells.

Keywords: PDMS, Cytotoxicity, *Bacillus clausii*, artificial cornea

1. INTRODUCCIÓN

La ceguera bilateral es una condición que afecta a 43 millones de personas en todo el mundo³, siendo las enfermedades de la córnea las responsables de cerca de 10 millones de éstas³⁻⁵. En

México, hasta julio de 2024, se han realizado 1724 trasplantes de córnea, mientras que 3071 personas aún están en espera de un donador⁶.

Los trasplantes de córnea son fundamentales para restaurar la visión en personas con enfermedades corneales graves⁴; sin embargo, la disponibilidad de donantes sigue siendo limitada. Por esta razón, la investigación y desarrollo de córneas artificiales se han convertido en una necesidad. Entre los materiales que resultan más prometedores para la fabricación de córneas artificiales, se encuentra el polidimetilsiloxano (PDMS), conocido por su transparencia y flexibilidad⁷.

No obstante, antes de avanzar en la implementación de PDMS en esta aplicación específica, es imprescindible realizar pruebas de citotoxicidad. Estas pruebas son cruciales para garantizar que el material no es tóxico para las células humanas cuando es sometido a procesos de curado diferentes a los recomendados por el fabricante, previniendo así efectos adversos como irritación, rechazo o muerte celular. A pesar de que el fabricante no reporta toxicidad del PDMS en concentración 10:1 curadas a 100, 125 y 150 °C durante 35, 20 y 10 min, respectivamente; para acercarse al índice de refracción de la córnea, es necesario variar los parámetros de concentración y curado del PDMS. En este contexto, la citotoxicidad del PDMS se evalúa como un primer paso esencial en la validación del uso de PDMS en córneas artificiales. En este estudio se evaluó la citotoxicidad del PDMS para tres concentraciones diferentes de base:catalizador, proporcionando datos importantes para su posible uso en la fabricación de queratoprótesis⁸.

Por lo tanto, el objetivo general de este trabajo es analizar la toxicidad del PDMS mediante pruebas de laboratorio con *Bacillus clausii*. Los resultados obtenidos permitirán ampliar el rango de parámetros de curado que, según el proveedor, no presentan toxicidad, y avanzar en el estudio del PDMS como posible material para la elaboración de queratoprótesis.

Para alcanzar este objetivo, en la Sección 2 se presentan los conceptos básicos que sustentan el estudio de citotoxicidad. En la Sección 3, se describe el procedimiento experimental llevado a cabo en el laboratorio. La Sección 4 presenta los resultados de las pruebas, los cuales son analizados en la Sección 5. Finalmente, en la Sección 6 se exponen las conclusiones derivadas de este trabajo.

2. TEORÍA

2.1 Pruebas de Citotoxicidad

Las pruebas de citotoxicidad son esenciales en el desarrollo y evaluación de nuevos materiales destinados a aplicaciones biomédicas⁹⁻¹¹. Estas pruebas permiten determinar si un material puede causar daño a las células vivas y evaluar su compatibilidad con el entorno biológico.

Las pruebas de citotoxicidad evalúan la toxicidad de un material mediante la exposición de células vivas, como células humanas o bacterias, al material en cuestión. Se mide la viabilidad celular, es decir, la capacidad de las células para sobrevivir y proliferar en presencia del material¹¹.

2.2 *Bacillus clausii* en Pruebas de Citotoxicidad

Bacillus clausii es una bacteria probiótica conocida por su resistencia a condiciones adversas y su capacidad para promover la salud intestinal². Además, es capaz de producir enzimas y metabolitos que pueden neutralizar toxinas y promover el equilibrio microbiano en el intestino humano^{2,12}. Esta bacteria grampositiva, formadora de esporas, tiene la capacidad de sobrevivir en ambientes extremos, como altos niveles de pH y presencia de antibióticos¹³, lo que la hace particularmente útil en estudios de toxicidad.

Las pruebas de citotoxicidad con *B. clausii* implican la exposición de esta bacteria a materiales como el PDMS y la evaluación de su crecimiento y viabilidad.

2.3 Propiedades del PDMS

El polidimetilsiloxano (PDMS) es un material polimérico ampliamente utilizado en diversas aplicaciones biomédicas e industriales debido a sus propiedades únicas¹. Este elastómero se caracteriza por su biocompatibilidad, lo que lo hace adecuado para su uso en dispositivos médicos y aplicaciones en ingeniería de tejidos⁸. Además, el PDMS es notable por su permeabilidad a los gases, permitiendo el intercambio de oxígeno y dióxido de carbono^{7,8}.

Una de las ventajas más destacadas del PDMS es su transparencia óptica¹, lo que facilita su uso en microscopía y en la fabricación de dispositivos ópticos. El PDMS también presenta una alta inercia química y estabilidad térmica¹⁴, lo que lo hace resistente a diversas condiciones químicas y térmicas. Estas propiedades, junto con su manipulación y manejo sencillo, hacen del PDMS un material versátil en múltiples aplicaciones.

Además, el PDMS es un material de bajo costo¹⁴, lo que lo hace económicamente viable para la producción a gran escala. Esta combinación de propiedades mecánicas, químicas y económicas ha situado al PDMS como un material de elección en numerosas aplicaciones tecnológicas y científicas.

3. METODOLOGÍA

3.1 PDMS

El PDMS (Sylgard 184 de Dow Corning) se preparó mezclando dos componentes: la base (el polímero) y el agente de curado (el catalizador). Para una concentración de 10:1, se utiliza una proporción de 10 partes de la base por 1 parte del agente de curado en peso (Figura 1).

Se pesaron 10 partes de la base de PDMS en un vaso de precipitado y 1 parte del agente de curado y se añadió al recipiente de mezcla. Se mezclaron lentamente con un agitador de vidrio por un minuto para asegurar una mezcla homogénea y minimizar la formación de burbujas.

Posteriormente, se vertió la mezcla de PDMS en un molde de aluminio cuadrado de 8.00 cm de lado y hasta un grosor de 1.5 mm, asegurando hacerlo de manera uniforme para evitar la formación de burbujas. Se dejó reposar la mezcla durante 20 min para desgasificar.

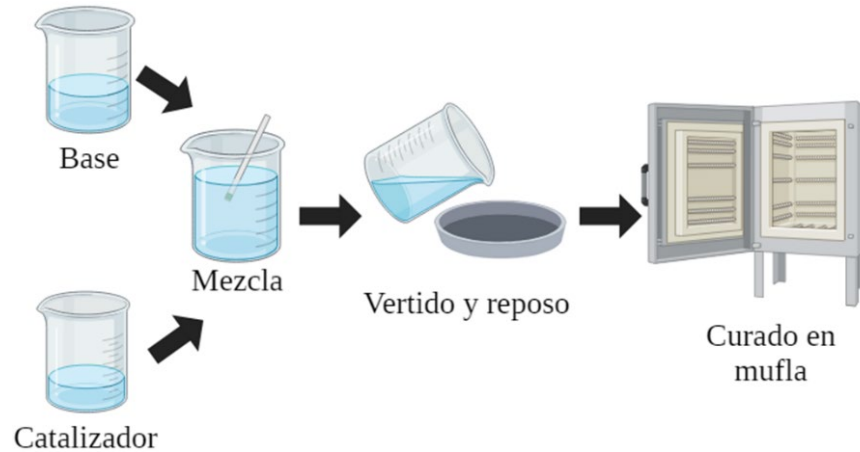


Figura 1. Preparación de PDMS

Para el proceso de curado, se precalentó la mufla Mufla FE-360 durante 4 h a 100°C y posteriormente se introdujo la placa de PDMS durante 28 min; pasado ese tiempo, se retiró del horno con cuidado, se dejó enfriar y se desmoldó usando pinzas pequeñas.

Este proceso se repitió para dos concentraciones más siguiendo los parámetros mostrados en la Tabla 1. Estas proporciones se eligieron para evaluar el efecto del catalizador en el crecimiento bacteriano.

Tabla 1. Parámetros utilizados para las tres concentraciones de PDMS

Razón de mezcla (base:catalizador)	Temperatura de curado (°C)	Tiempo de curado (min)
10:1.0	100	28
10:1.5	170	28
10:2.0	230	28

3.2 Pruebas de Citotoxicidad

En una zona de asepsia generada por mecheros de alcohol y usando materiales estériles, 100 μ L de esporas de *B. clausii* de 2 mil millones de UFC/5 mL se sembraron en placa de Agar Triptona-Soya (TSA). La placa se incubó a 37°C durante 24 horas para permitir el crecimiento adecuado de las bacterias, como se ejemplifica en la Figura 2.

Las colonias de *B. clausii* se recolectaron utilizando 5 mL de Tampón Fosfato Salino (PBS) estéril. Con las bacterias recolectadas se preparó una solución inicial de *B. clausii* en medio Caldo Soja Tripticaseína (TSB) en tubos tipo Falcon de 15 mL con una densidad óptica (DO) inicial establecida en 0.300 medida en un lector de absorbancia de microplacas iMark usando un filtro de 595 nm. A partir de esta, se hizo otra concentración a un octavo (1:8) de la inicial. Esta dilución permitió evaluar el crecimiento bacteriano para distintas concentraciones de *B. clausii*.

A cada una de las dos concentraciones de *B. clausii* se le añadieron cuatro discos de PDMS de 6 mm de diámetro y un peso promedio de 0.042 g cada uno, que previamente habían sido lavados 4 veces con agua estéril.

Cada muestra, junto con su respectivo control negativo (sin PDMS), se incubó en agitación constante a 37°C y 100 rpm. La agitación se mantuvo para asegurar una mezcla homogénea y la adecuada exposición de las bacterias al medio de cultivo y al PDMS.

Se midió el crecimiento bacteriano cada 24 h utilizando un lector de placas iMark con un filtro de 595 nm. La absorbancia se registró para determinar la DO de las muestras y así monitorear la cinética de crecimiento.

Pasadas 72 horas de incubación, se realizaron diluciones adecuadas de todas las muestras. Las diluciones se sembraron en placas de TSA y se incubaron a 37 °C durante 24 horas. Después de la incubación, se contaron por inspección visual las unidades formadoras de colonias (UFC) en cada placa. Este conteo permitió determinar la viabilidad y el crecimiento de las bacterias en presencia de las diferentes concentraciones de PDMS.

Todos los experimentos se realizaron por triplicado para asegurar la reproducibilidad y la validez estadística de los resultados.

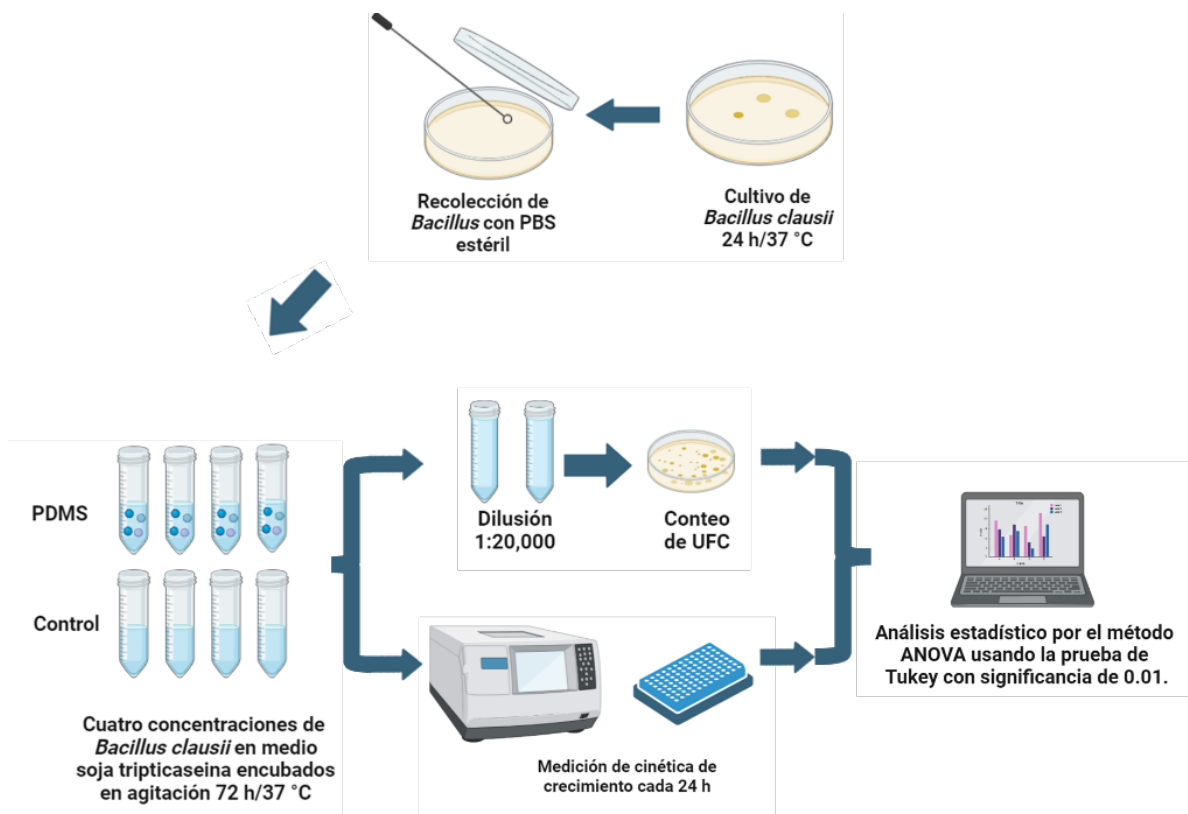


Figura 2. Metodología llevada a cabo para realizar las pruebas de citotoxicidad y viabilidad celular

Los datos recabados se analizaron estadísticamente utilizando el software Origin 2016. Para realizar la prueba de hipótesis, se estableció el valor p (valor de probabilidad) en $p < 0.01$

mediante ANOVA unidireccional. Para la comparación de datos con respecto al control negativo se realizaron las pruebas de comparación múltiple de Tukey.

4. RESULTADOS

4.1 Cinética de Crecimiento

Para evaluar la citotoxicidad del PDMS en *B. clausii*, se midió la cinética de crecimiento mediante la DO, expresada como porcentaje del valor inicial, se tomó como referencia al 100% a las cero horas. A continuación, se presentan los resultados obtenidos a través de las dos concentraciones de bacterias para las 3 diferentes razones de base:catalizador del PDMS.

La Figura 3a muestra las curvas de crecimiento de *B. clausii*, comparando los controles negativos (barras más claras) y las muestras con PDMS a razón 10:1, 10:1.5 y 10:2 (barras más oscuras) para la concentración inicial. De manera similar, en la Figura 3b se aprecia el comportamiento descrito anteriormente, pero para una concentración reducida a un octavo de la inicial.

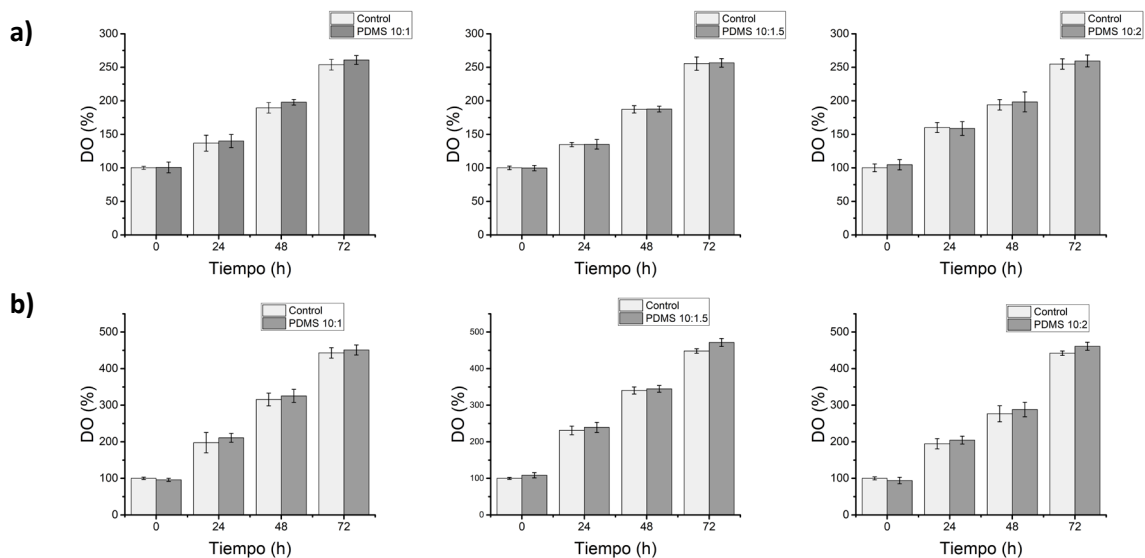


Figura 3. Porcentaje de DO para concentraciones de *Bacillus clausii* a) concentración 1 y b) concentración 1:8 para tres razones de base catalizador de PDMS

En ambas concentraciones, la DO aumenta gradualmente a lo largo del tiempo, reflejando el crecimiento bacteriano. Aunque las muestras con PDMS tienden a presentar una DO ligeramente mayor que los controles en todos los puntos temporales, estas diferencias no fueron estadísticamente significativas, según la prueba de hipótesis t de Student a un nivel de significancia con $p < 0.05$.

Del análisis de la concentración más alta de bacterias para del PDMS a razón 10:1, la DO inicial del control negativo y positivo fue de aproximadamente 100%, aumentando, respectivamente, a 250% y 270% después de 72 horas. El incremento en la DO en ambos

casos indica un crecimiento bacteriano significativo. La diferencia entre el control y la muestra con PDMS al final del periodo de 72 horas es mínima, sugiriendo que el PDMS no tiene un efecto inhibitorio significativo sobre el crecimiento de *B. clausii* a esta concentración.

En el caso de la concentración de bacterias 1:8 para el PDMS a razón 10:1, el porcentaje de DO inicial del control negativo y positivo fue de aproximadamente 100%, aumentando respectivamente a 450% y 460% después de 72 horas. Nuevamente, el crecimiento bacteriano es evidente en ambas condiciones. La diferencia en DO entre el control y la muestra con PDMS es insignificante, lo que sugiere que, incluso a una menor concentración de *B. clausii*, el PDMS no afecta significativamente el crecimiento bacteriano. Los comportamientos descritos anteriormente son análogos para las razones de PDMS 10:1.5 y 10:2.

4.2 Viabilidad Celular

En las dos concentraciones de *B. clausii* evaluadas, los controles y las muestras expuestas al PDMS mantuvieron niveles de UFC comparables entre ellos, cercanos al 100%. Específicamente, para la concentración inicial, el control mostró un 100% de UFC, mientras que la muestra con PDMS se mantuvo en un 103% de UFC con respecto al control. En las diluciones 1:8, se observó un patrón similar, donde tanto los controles como las muestras con PDMS presentaron porcentajes de UFC muy cercanos al 100%, con variaciones mínimas. Este mismo comportamiento se mantuvo para las pruebas realizadas con el PDMS a razón 10:1.5 y 10:2.

Las gráficas presentadas en la Figura 4 muestran el porcentaje de UFC para dos concentraciones de *B. clausii*: 1 y 1:8. Las barras claras representan los controles negativos (sin exposición a PDMS), mientras que las barras más intensas corresponden a las muestras expuestas al PDMS.

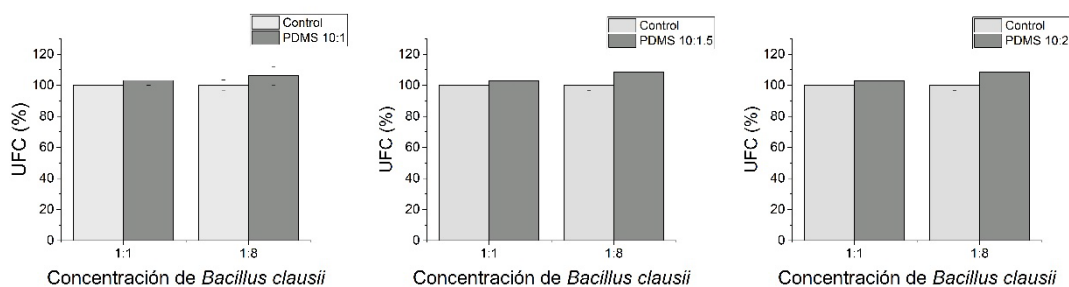


Figura 4. Porcentaje de densidad UFC de *B. clausii* que estuvieron expuestos a tres diferentes elaboraciones de PDMS

Estos resultados indican que la exposición al PDMS no afectó significativamente la viabilidad de *B. clausii* en ninguna de las concentraciones evaluadas. La consistencia en el porcentaje de UFC entre las muestras control y las expuestas a PDMS sugiere que el PDMS no ejerce un efecto citotóxico sobre *B. clausii*, manteniendo la capacidad de las bacterias para formar colonias viables tras la incubación.

Los datos obtenidos de los conteos de UFC refuerzan los hallazgos previos de las mediciones de DO, confirmando que el PDMS no presenta citotoxicidad notable hacia *B. clausii* en las condiciones experimentales estudiadas. Estos resultados son consistentes a través de diversas

concentraciones de base:catalizador, demostrando que el PDMS no afecta la viabilidad bacteriana de manera significativa en ninguna de las presentaciones estudiadas.

5. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

Con base en los resultados descritos previamente, se observó que la bacteria *Bacillus clausii* creció sin experimentar efectos adversos en presencia del polímero estudiado. En comparación con los controles negativos, se concluyó que el PDMS (en proporciones 10:1, 10:1.5 y 10:2, curado durante 28 minutos a 100, 170 y 230 °C, respectivamente) no presenta toxicidad para *B. clausii*. Esta conclusión se sustentó mediante la evaluación de la cinética de crecimiento y la viabilidad de *B. clausii* frente al PDMS, considerando tres parámetros distintos de curado.

Este hallazgo es significativo, ya que amplía el rango de parámetros de curado del PDMS para los cuales el proveedor¹⁵ reporta que no existe toxicidad.

Es importante señalar que este estudio representa solo una parte de la investigación sobre materiales adecuados para la elaboración de queratoprótesis (córneas artificiales). Si bien *B. clausii* no es una bacteria común en el entorno ocular, ofrece un buen indicativo preliminar en cuanto a la toxicidad del material. Se tiene previsto realizar pruebas adicionales de viabilidad celular utilizando células oculares específicas, con el fin de emular la respuesta del entorno ocular ante la presencia del elastómero.

6. CONCLUSIONES

Los resultados expuestos en este trabajo indican un patrón de crecimiento similar para *B. clausii* en presencia y ausencia de PDMS, independientemente de la concentración de la bacteria. Esto sugiere que el PDMS no presenta citotoxicidad notable hacia *B. clausii*. Esto es consistente para las tres proporciones de base:catalizador con las cuales fue elaborado el elastómero, lo cual indica que la proporción del catalizador en la mezcla, no representa un agente tóxico para la bacteria empleada.

Los resultados obtenidos muestran que la viabilidad celular de *B. clausii* no es afectada significativamente por la exposición al PDMS independientemente de la cantidad de agente de curado que éste presente.

Lo anterior sugiere una baja o nula citotoxicidad del material en las condiciones experimentales evaluadas, lo que abre una brecha para futuros estudios acerca de la posibilidad de implementar este material en la elaboración de prótesis corneales.

7. REFERENCIAS

- [1] Cruz-Félix, A. S., Santiago-Alvarado, A., Márquez-García, J. and González-García, J., "PDMS samples characterization with variations of synthesis parameters for tunable optics applications," *Heliyon* **5**(12) (2019).

- [2] Ghelardi, E., Abreu y Abreu, A. T., Marzet, C. B., Álvarez Calatayud, G., Perez, M. and Moschione Castro, A. P., “Current Progress and Future Perspectives on the Use of *Bacillus clausii*,” *Microorganisms* **10**(6), 1246 (2022).
- [3] Flaxman, S. R., Bourne, R. R. A., Resnikoff, S., Ackland, P., Braithwaite, T., Cicinelli, M. V., Das, A., Jonas, J. B., Keeffe, J., Kempen, J., Leasher, J., Limburg, H., Naidoo, K., Pesudovs, K., Silvester, A., Stevens, G. A., Tahhan, N., Wong, T., Taylor, H., et al., “Global causes of blindness and distance vision impairment 1990–2020: a systematic review and meta-analysis,” *Lancet Glob Health* **5**(12), e1221–e1234 (2017).
- [4] Whitcher, J. P., Srinivasan, M. and Upadhyay, M. P., “Corneal blindness: a global perspective.,” *Bull World Health Organ* **79**(3), 214–221 (2001).
- [5] Mundial de la Salud, O., “Informe mundial sobre la visión” (2020).
- [6] Secretaria de Salud., “Centro Nacional de Trasplantes,” Estadísticas sobre donación y trasplantes, 6 July 2023, <<https://www.gob.mx/cenatra/documentos/estadisticas-50060>> (4 September 2023).
- [7] Victor, A., Ribeiro, J. and F. Araújo, F., “Study of PDMS characterization and its applications in biomedicine: A review,” *Journal of Mechanical Engineering and Biomechanics* **4**(1), 1–9 (2019).
- [8] Miranda, I., Souza, A., Sousa, P., Ribeiro, J., Castanheira, E. M. S., Lima, R. and Minas, G., “Properties and Applications of PDMS for Biomedical Engineering: A Review,” *J Funct Biomater* **13**(1), 2 (2021).
- [9] International Organization for Standardization., “Biological evaluation of medical devices. Part 1: Evaluation and testing within a risk management process,” Ginebra (2009).
- [10] Paul, A. B.-P. and Editors, J., [In Vitro Toxicology Systems], Springer New York, New York, NY (2014).
- [11] “Biological evaluation of medical devices. Part 5: Tests for in vitro cytotoxicity.,” Ginebra (2009).
- [12] Senesi, S., Celandroni, F., Tavanti, A. and Ghelardi, E., “Molecular characterization and identification of *Bacillus clausii* strains marketed for use in oral bacteriotherapy,” *Appl Environ Microbiol* **67**(2), 834–839 (2001).
- [13] Duc, L. H., Hong, H. A., Barbosa, T. M., Henriques, A. O. and Cutting, S. M., “Characterization of *Bacillus* Probiotics Available for Human Use,” *Appl Environ Microbiol* **70**(4), 2161–2171 (2004).
- [14] Zhou, J., Ellis, A. V. and Voelcker, N. H., “Recent developments in PDMS surface modification for microfluidic devices,” *Electrophoresis* **31**(1), 2–16 (2010).
- [15] Dow., “SYLGARD™ 184 Silicone Elastomer Technical Data Sheet” (2017).

SÍNTESIS DE UN MECANISMO DE MIEMBRO INFERIOR PARA UN ROBOT BÍPEDO

Ing. Fernando Trujeque, Dra. María Monserrat Morín, MC Jesús Alberto Ordaz,
Dr. José Eligio Gutiérrez

Facultad de Ciencias de la Electrónica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Pue.,
fernando.trujeque@alumno.buap.mx, maria.morin@correo.buap.mx,
jesus.ordaz@correo.buap.mx, jose.gutierrez@correo.buap.mx

RESUMEN

En este trabajo se presenta un estudio sobre la síntesis de un mecanismo de extremidad inferior para un robot bípedo. El enfoque propuesto consiste en analizar la metodología que se implementará para generar un mecanismo adecuado, con énfasis en replicar la marcha humana. Los objetivos incluyen analizar los aspectos anatómicos y biomecánicos de la locomoción humana, sintetizar el diseño mecánico para replicar la marcha humana utilizando herramientas de diseño asistido por computadora y modelar el sistema cinemático y dinámico necesario para la reproducción de la marcha. El mecanismo propuesto es un sistema de cuatro barras tipo plano, que se conforma de enlaces fijos, de conducción, acopladores y seguidores, diseñados para imitar los movimientos del miembro inferior humano.

Palabras Claves: Mecanismo, marcha humana, sub-actuado

ABSTRACT

This paper presents a study on the synthesis of a lower limb mechanism for a bipedal robot. The approach to follow consists of analyzing the methodology to be followed to generate an appropriate mechanism, with emphasis on replicating human gait. The objectives include analyzing the anatomical and biomechanical aspects of human locomotion. The study of the mechanical design for the reproduction of human gait using computer-aided design tools and modelling the kinematic and dynamic system required for the reproduction of the march. The proposed mechanism is a four-bar flat type system, which consists of fixed links, driving, couplers and followers, designed to mimic the movements of the human lower limb.

Key words: Mechanism, Human gait, Underactuated

1. INTRODUCCIÓN

Los robots bípedos humanoides han sido usados en una amplia gama de aplicaciones, debido a su diseño y función principal, que consiste en desplazarse utilizando dos extremidades inferiores que se asemejan a las piernas humanas.

Las aplicaciones de los robots bípedos van desde el área industrial, de servicio, asistencia del hogar, investigación, médica, etc. En el campo de la robótica han surgido muchos proyectos

internacionales de desarrollo de robots humanoides adaptados a entornos domésticos o laborales que trabajan como robots de servicio, puesto que pueden llegar a tener mejor maniobrabilidad y facilidad para moverse en entornos con superficies irregulares, escaleras, etc. [1].

Para el diseño de estos robots se emplea el uso de diversas áreas de conocimiento como la mecánica, desarrollo de software y biomecánica las cuales serán esenciales para la propuesta del mecanismo. La mecánica constituye una rama fundamental de la física que se dedica al estudio tanto del movimiento como del equilibrio de objetos, además de las fuerzas que ejercen influencia sobre estos [2]. En este contexto, emplearemos diversas disciplinas de la mecánica para comprender, analizar y afrontar los fenómenos físicos relacionados con la locomoción y la estabilidad de los robots humanoides.

En este caso particular, proponemos un mecanismo del tipo plano sub-actuado, lo que implica que el número de actuadores será inferior al número de grados de libertad (GDL) o, en este contexto, al número de articulaciones presentes en el mecanismo [3]. Esta categoría de robots bípedos resulta extremadamente útil, ya que nuestro objetivo es desarrollar un mecanismo que funcione eficazmente con un único actuador, a diferencia de los robots bípedos totalmente actuados, que suelen contar con un actuador en cada una de sus articulaciones móviles.

2. MARCO TEÓRICO

Para el desarrollo del mecanismo es necesario conocer cómo funciona el modelo cinemático de la marcha humana, al comprenderlo es posible aplicar dichos principios para diseñar un mecanismo eficiente capaz de reproducir un patrón de movimientos semejante. Para este estudio se usarán como apoyo algunas herramientas como el uso del software GeoGebra® para el análisis cinemático de posición.

2.1 La marcha humana

La marcha humana es una forma de locomoción bipodal con actividad alternante de los miembros inferiores y mantenimiento del equilibrio dinámico [4]. Esta acción consiste en una secuencia de acciones en constante repetición para conseguir un desplazamiento como se observa en la Figura 1. Arbitrariamente se toma como inicio del ciclo el contacto de un miembro con el suelo, de modo que su final se alcanza cuando el mismo miembro vuelve a contactar con el suelo [4].

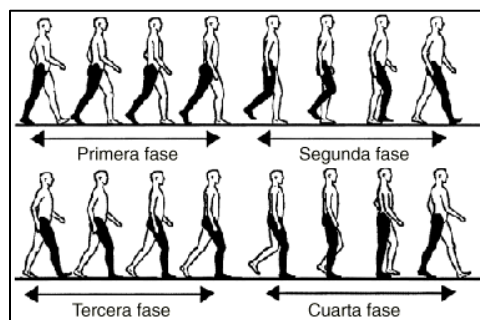


Figura 1. Tiempos de la marcha en el plano sagital [5]

Como se muestra en la Figura 1, el proceso consiste en un apoyo bilateral, donde ambos pies están en contacto con el suelo, sosteniéndose tanto en el talón como en el antepié. Luego, pasamos a un apoyo unilateral, donde el cuerpo se sostiene sobre una sola pierna, adoptando una posición plantígrada. Mientras tanto, la pierna contraria se mantiene suspendida en el aire y realiza un movimiento de balanceo hacia adelante hasta que vuelve a tocar el suelo, apoyándose en el talón. Este paso proporciona un segundo apoyo bilateral, hasta que el pie que estaba en movimiento de balanceo regresa a la posición plantígrada, permitiendo así la repetición del ciclo.

Los tiempos de la marcha humana son estudiados desde la vista el plano atómico sagital, el cual puede definirse como un plano imaginario que divide el cuerpo humano en mitades derecha e izquierda. Este plano se extiende longitudinalmente de manera vertical y atraviesa el cuerpo desde la parte frontal hacia la parte posterior, dividiéndolo en dos secciones simétricas [6]. En este plano podemos encontrar los movimientos de flexión, extensión, dorsiflexión, flexión plantar e hiperextensión. Estos movimientos se definen por el acercamiento y separación de los huesos entre sí, lo que resulta en una reducción o aumento del ángulo en una articulación definida.

Al examinar el patrón de movimiento que se presenta durante la marcha humana, nos centramos en el comportamiento angular de las articulaciones el cual desempeñan un papel crucial en este proceso. En las siguientes gráficas podremos observar en detalle cómo se desenvuelve dicho comportamiento angular, el cual se describe conforme a la extensión y flexión de las articulaciones. En las gráficas de la Figura 2 y 3 se expone la extensión y flexión de la articulación de la cadera y la rodilla respectivamente con respecto al porcentaje del ciclo de la marcha. En la Figura 4 podemos observar el comportamiento angular del tobillo, esta gráfica a diferencia de las anteriores se enfoca en la flexión plantar y la dorsiflexión con respecto al porcentaje de ejecución de la marcha humana.

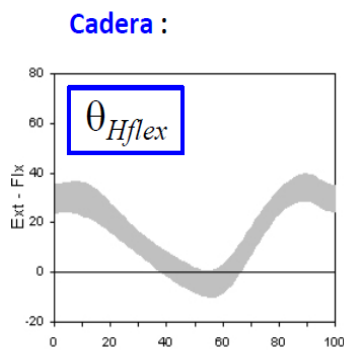


Figura 2. Comportamiento angular de la cadera [7]

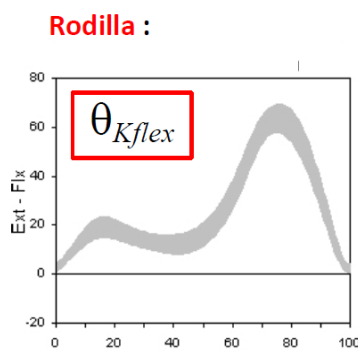


Figura 3. Comportamiento angular de la rodilla [7]

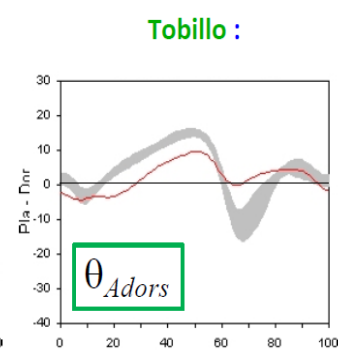


Figura 4. Comportamiento angular del tobillo [7]

3. PARTE EXPERIMENTAL

El mecanismo que simbolizará las articulaciones inferiores del cuerpo humano se representa mediante un sistema de cuatro barras, lo que facilita el análisis cinemático durante la marcha. Este sistema está compuesto por cuatro elementos conectados que representan la cadera, la

rodilla y finalizan en la región del talón. A continuación, en la Figura 5, se presenta una imagen que ilustra esta propuesta de mecanismo.

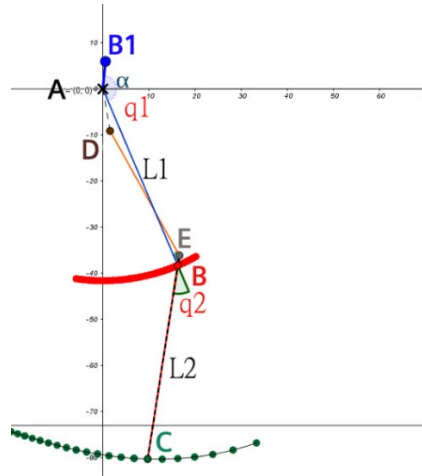


Figura 5. Propuesta mecanismo de cuatro barras que simulara la marcha humana

En este diseño, el eslabón AD se establece como fijo representando la cadera. El eslabón motriz está representado por los puntos $B1, A, B$, que representan el movimiento que seguiría el muslo anterior. El eslabón acoplador es DE , que representa el muslo posterior. Por último, el eslabón seguidor es BC , que simula el comportamiento desde la rodilla hasta el tobillo. También se puede observar la trayectoria del punto B en color rojo, que representa la articulación de la rodilla. La trayectoria del punto C en color verde representa la trayectoria de la articulación del talón. Estas trayectorias se generan en función del movimiento actuado del ángulo α el cual simula el movimiento de la cadera en el eje anatómico sagital.

La estructura mostrada en la Figura 5 también puede describirse como un mecanismo de cuatro barras de péndulo. Este mecanismo está compuesto por cuatro barras rígidas conectadas entre sí por cuatro pares cinemáticos de revoluta. Los eslabones tienen un movimiento rotatorio puro alrededor del eje de unión. Permitiendo utilizar un control de posición sobre las articulaciones de interés, enviando esta información a un controlador.

3.1 Cinemática del robot

La cinemática de un robot estudia el movimiento de este con respecto a un sistema de referencia preestablecido. De esta forma se encarga de realizar una descripción del movimiento que efectúa un robot o mecanismo sin considerar fuerzas externas que actúan sobre el cómo la gravedad, su principal objetivo es describir la posición y orientación del robot.

Existen dos métodos para describir la cinemática de un robot:

1) Cinemática Directa:

- 1.1. Establece la ubicación y orientación del extremo del robot con respecto a un sistema de coordenadas de referencia.

- 1.2. Se basa en los valores conocidos de las articulaciones y los parámetros geométricos de sus componentes.
 - 1.3. Este método es ampliamente utilizado debido a sus ventajas al analizar sistemas complejos.
- 2) Problema de cinemática inversa:
- 2.1. Resuelve la configuración que debe adoptar el robot para una posición y orientación del extremo conocidas.
 - 2.2. Es útil para planificar movimientos precisos y alcanzar objetivos específicos.

En este caso nos centraremos en el primer método, ya que gracias a GeoGebra® tenemos la información necesaria para llevarlo a cabo. La articulación de la rodilla q_2 está directamente relacionada con el ángulo de entrada q_1 del único actuador. Las longitudes de las palancas L_n se calculan a partir de la distancia entre los puntos de pivote y los extremos de las palancas. La función $f(q_1)$ obtenida mediante regresión polinomial describe la cinemática del comportamiento entre los eslabones en relación con el movimiento mecánico. Esto permite establecer un rango de operación funcional para el sistema de dos articulaciones, simplificando así la cinemática del sistema sub-actuado.

Considerando la función $f(q_1)$ ahora podemos describir la cinemática de las articulaciones en términos de una sola variable y simplificar el análisis, considerando lo de la siguiente forma:

$$\begin{aligned} q_1 &= q = \text{Actuador}, \\ q_2 &= f(q_1) \end{aligned} \quad (1)$$

sabiendo que:

$$f(q_1) = -7.9462 \times 10^{-2} q_1^2 + 12.9965 q_1 - 483.2934 \quad (2)$$

El sistema cinemático del mecanismo de cuatro barras se conformaría por las siguientes matrices:

$$\begin{aligned} [B] &= \begin{bmatrix} X_B \\ Y_B \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 \cos(q_1) \\ -L_1 \sin(q_1) \end{bmatrix} \\ [C] &= \begin{bmatrix} X_C \\ Y_C \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} L_1 \cos(q_1) + L_2 \cos(q_1 + f(q_1)) \\ -L_1 \sin(q_1) - L_2 \sin(q_1 + f(q_1)) \end{bmatrix} \end{aligned} \quad (3)$$

La matriz que define la posición del punto B se construye a partir de sus coordenadas (X_B, Y_B) y la descomposición de las fuerzas que actúan sobre él en la dirección del vector correspondiente. El ángulo de este vector se representa como q_1 y la longitud del eslabón que une el origen al punto B se denomina L_1 . Cabe destacar que la orientación del punto B en el eje Y es negativa debido a que se encuentra en el cuadrante cuatro del plano cartesiano.

La posición del punto C se describe mediante el vector B_1B , también conocido como L_1 , el cual replica el movimiento oscilatorio del punto B . Este movimiento genera una variación en el ángulo q_2 , considerado complementario al ángulo q_1 del primer eslabón L_1 . Con base en

esto, se establece un nuevo sistema de coordenadas para el segundo eslabón. Dado que se conoce la relación entre q_2 y q_1 , se reemplaza este valor en la ecuación por $f(q_1)$, lo que permite determinar la posición del segundo eslabón BC , denominado L_2 en la ecuación.

Las ecuaciones revelan que el punto B ejecuta un movimiento oscilatorio de tipo pendular alrededor del origen. Esta trayectoria circular es consecuencia de una transformación de rotación simple y está confinada dentro de los límites geométricos impuestos por los demás eslabones del mecanismo, por otro lado, la función $f(q_1)$ introduce un acoplamiento entre los movimientos de B y C , como se muestra en las ecuaciones, haciendo que la trayectoria de C sea más compleja y dependiente de las posiciones angulares de ambos eslabones. La forma y tamaño de la curva descrita por C varían en función de los valores de q_1 y q_2 .

4. CONCLUSIONES

En este trabajo se presenta un estudio sobre la síntesis de un mecanismo de extremidad inferior para un robot bípedo, con el objetivo de replicar la marcha humana. A diferencia de otros estudios que emplean mecanismos más complejos, el enfoque propuesto en este trabajo se basa en un análisis detallado de la biomecánica del ser humano para desarrollar un mecanismo simplificado con una sola articulación actuada. Esta simplificación permite formular un análisis cinemático adecuado que nos describa el comportamiento del mecanismo matemáticamente, también el modelo cinemático desarrollado permite simular de manera detallada el movimiento del mecanismo, lo que facilita la optimización del diseño y la identificación de posibles áreas de mejora. Futuras investigaciones se centrarán en la implementación experimental del mecanismo, así como en la incorporación de elementos de control para lograr una marcha más robusta y adaptable.

5. REFERENCIAS

- [1] Daniel Mora, Higinio Rubio, "Prediseño de un mecanismo desmodrómico para un robot bípedo", España, 21-24 (2010).
 - [2] Antonio Viladot, "Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor", Springer, España, 243-458 (2001)
 - [3] Juan Váldez, "Sistemas sub-actuados: El futuro de la robótica", MagazIEEE Ecuador, marzo de 2022, <https://r9.ieee.org/ecuador-magaz/sistemas-sub-actuados/> (11 de julio de 2023).
 - [4] Ernesto Maceira, "ANÁLISIS CINEMÁTICO Y CINÉTICO DE LA MARCHA HUMANA." Rev Pie Tobillo, Vol. 1, Núm. 1, 2003.
 - [5] López, M.A., Martínez, J.L., Gómez, C., "Análisis cinemático de la marcha humana en pacientes con artrosis de rodilla," *Revista Iberoamericana de Fisioterapia y Kinesiología*, **176** (1), 12-20 (2014).
 - [6] Claudio Taboada, "Goniometría. Una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales". Buenos Aires: Asociart ART, (2007).
- Christopher L. Vaughan, Brian Leigh Davis, Jeremy C. O'Connor, "Dynamics of Human Gait", Kiboho Publishers, South Africa, (1992).

APLICACIÓN DEL EFECTO TALBOT EN LAPAROSCOPIOS PARA LA MEDICIÓN DE DISTANCIAS: PRUEBA DE CONCEPTO

Landa-Velasco Mayra Noemí^a, Landa-Landa Alejandro^b, Cruz-Félix Angel Sinue^b,
Tepichín- Rodríguez Eduardo^b.

^aFacultad de Ciencias Físico-matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla,
mayra.landav@alumno.buap.mx

^bCoordinación de Óptica, Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica,
alanda@inaoep.mx, sinue@inaoep.mx, tepichin@inaoep.mx

RESUMEN

Se tiene interés en aplicar el efecto Talbot para medir distancias a través de los laparoscopios. Este efecto consiste en la generación de imágenes repetidas de un objeto periódico, llamadas autoimágenes, cuando se ilumina con luz monocromática coherente. Para ondas planas estas autoimágenes se producen a distancias equidistantes. Investigaciones previas han demostrado la utilidad del efecto Talbot en la medición de objetos escalonados [1]. Para evaluar la propuesta, se simuló en el laboratorio un relevador de laparoscopio con un sistema óptico equivalente, usando una rejilla de difracción como objeto periódico. Los resultados preliminares indican que, a distancias cercanas del sistema colimador, la separación entre autoimágenes se conserva tras pasar por el relevador, confirmando la viabilidad de esta propuesta.

Palabras Clave: Efecto Talbot, laparoscopio, relevador

ABSTRACT

There is interest in applying the Talbot effect to measure distances through laparoscopes. This effect consists of the generation of repeated images of a periodic object, called self-images, when illuminated with coherent monochromatic light. For plane waves, these self-images occur at equidistant distances. Previous research has demonstrated the usefulness of the Talbot effect in measuring stepped objects [1]. To evaluate the proposal, a laparoscope relay with an equivalent optical system was simulated in the laboratory, using a diffraction grating as a periodic object. Preliminary results indicate that, at close distances from the collimator system, the separation between self-images is preserved after passing through the relay, confirming the viability of this technique in laparoscopes.

Keywords: Talbot effect, laparoscope, relay

1. INTRODUCCIÓN

Los endoscopios son instrumentos cruciales en la medicina, ya que permiten la observación y manipulación de regiones internas del cuerpo humano [2]. El sistema formador de imagen

de un endoscopio está compuesto por una fuente de luz, un cable de luz, un telescopio, una cámara y un monitor de video. Los telescopios pueden ser rígidos o flexibles; este estudio se enfoca en los telescopios rígidos [3]. En la Figura 1 se muestra una imagen del telescopio de un laparoscopio y sus elementos básicos. Este se compone principalmente de un objetivo, encargado de formar y magnificar la imagen, una serie de relevadores que la transmiten, y un ocular que permite observarla directamente con el ojo humano o a través de un monitor de video. En esencia, la composición del sistema óptico del telescopio de este laparoscopio es similar a la de cualquier tipo de endoscopio.



Figura 1. Sistema óptico de un laparoscopio

Los endoscopios se nombran y clasifican según su aplicación. Por ejemplo, el laparoscopio, mencionado anteriormente se utiliza para examinar la cavidad abdominal y pélvica. Existen otros tipos como el artroscopio, que se emplea en articulaciones como rodillas, hombros, cadera, tobillos, etc. [4]. En la Figura 2 se presenta la imagen de una artroscopia de rodilla donde se mide su anatomía para elegir una prótesis adecuada para su reconstrucción. Sin embargo, esta técnica resulta invasiva, ya que implica la inserción de una regla artroscópica adicional [5].

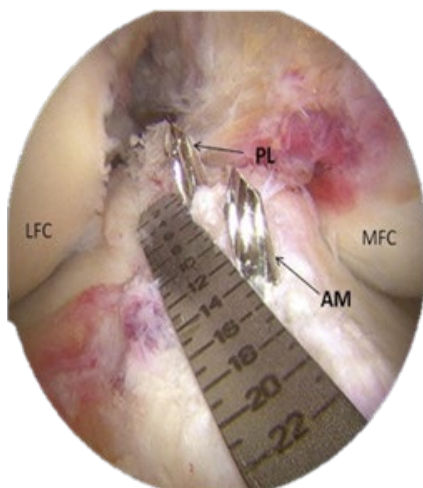


Figura 2. Artroscopia de rodilla [6]

Es de interés poder medir distancias a través de un endoscopio de forma menos invasiva empleando el fenómeno de autoimágenes. Como ya se mencionó en el resumen este

fenómeno consiste en la reproducción repetida, sin lentes, de imágenes de un objeto periódico que es iluminado por un haz de luz plano, coherente y monocromático [1].

Existen algunos laparoscopios que permiten acoplar una fibra óptica, para visualizaciones simultáneas tanto con el ojo humano como en una pantalla. En estos equipos es posible añadir un divisor de haz similar a los que se utilizan en microscopia para visualización simultánea. Se tiene la intención de utilizar este aditamento, para enviar la imagen de una rejilla (objeto periódico) y se pueda superponer con la imagen bajo prueba. Es decir, la rejilla está fuera del laparoscopio y la imagen de esta se mandaría a través del sistema formador de imagen. Se ajustaría el periodo de esta para que los patrones de alto contraste se superpongan con la imagen bajo análisis [6, 7].

2. OBJETIVO

Investigar la viabilidad de utilizar el efecto Talbot para medir distancias a través de un endoscopio, en particular de un laparoscopio, a partir de la simulación en laboratorio del relevador con el que están diseñados. Esta prueba de concepto permitirá seguir con la adaptación del efecto Talbot a la medición de profundidades.

3. TEORÍA

Al iluminar un objeto periódico, que consiste en distribuciones de zonas negras y transparentes conocidas como rejillas de difracción, con un haz de luz plano, coherente y monocromático, las imágenes repetidas de la rejilla se generan a distancias equidistantes determinadas por la distancia:

$$Z_T = \frac{2d^2}{\lambda} \quad (1)$$

donde d es el periodo de la rejilla y λ la longitud de onda. A estas imágenes se les conoce como autoimágenes (o también conocidas como autoimágenes “positivas”) y se encuentran en nZ_T donde n es un número entero. Además, en $\frac{(2n-1)Z_T}{2}$, se encuentran las autoimágenes “negativas”, que son una réplica de la imagen de la rejilla, aunque desplazada medio periodo. Así, partiendo de la ecuación 1, la separación entre autoimágenes “positivas” y “negativas” viene dada por [8]:

$$\frac{Z_T}{2} = \frac{d^2}{\lambda} \quad (2)$$

La representación de este fenómeno se puede visualizar en la Figura 3, en donde una rejilla de Ronchi es iluminada con ondas planas generadas al colimar una fuente de luz láser. Las autoimágenes “positivas” se presentan en color naranja y las autoimágenes “negativas” en color verde. Sin embargo, en esta primera propuesta se utilizó únicamente la primera autoimagen, es decir, $n=1$. Esto implica, ajustar el periodo de la rejilla para que la zona bajo prueba coincida con la distancia entre dos autoimágenes.

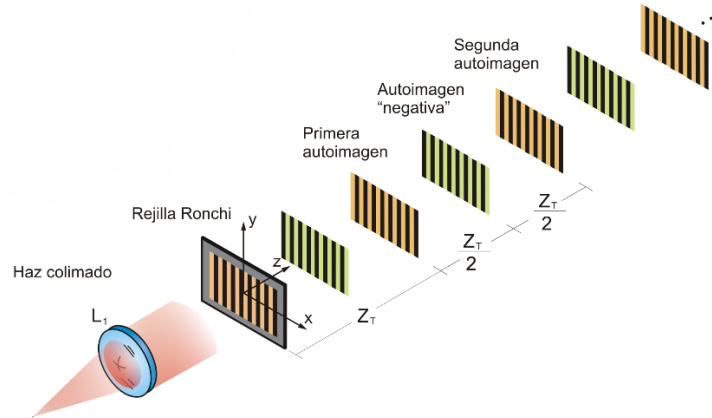


Figura 3. Representación del efecto de autoimágenes o efecto Talbot.

4. METODOLOGÍA

Como se mencionó antes, para poder probar la viabilidad de la propuesta, se simuló el relevador de un endoscopio, o bien del laparoscopio de la Figura 1, que consiste en un sistema de transmisión de imagen conocido como 4F, tal y como se muestra esquemáticamente en la Figura 4 [9]. El sistema óptico compuesto consiste en iluminar una rejilla de Ronchi con un haz de luz láser colimado (ondas planas). La rejilla se coloca en el foco de la lente L_2 , conocida como lente transformadora [9]. Al pasar a través de esta lente, se obtiene la transformada de Fourier bidimensional de la rejilla en su plano focal. A continuación, se coloca la lente L_3 , cuyo foco anterior debe coincidir con el de L_2 . Esta lente es responsable de realizar nuevamente la transformada, de modo que, se puede observar la imagen de la rejilla en el plano a la distancia focal de L_3 . La imagen de la rejilla es una rotación de 180° en dirección antihoraria con el eje óptico como eje de rotación de la rejilla de Ronchi, es decir, el sistema de referencia se localiza tal que la estructura periódica sea una función impar. Las lentes L_2 y L_3 se eligen con la misma distancia focal para simplificar el arreglo experimental. Se verifica que la reproducción de autoimágenes a la distancia $\frac{Z_T}{2}$ se mantiene al pasar por el relevador.

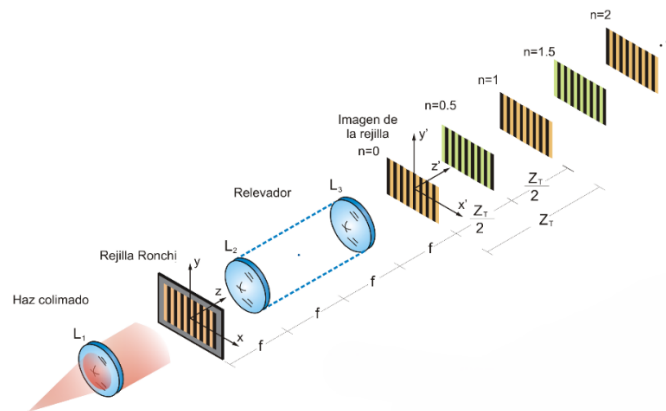


Figura 4. Diagrama del arreglo experimental para la simulación del relevador de un laparoscopio convencional

5. RESULTADOS

Para el sistema se utilizó una rejilla de Ronchi de 10 ciclos por milímetro (Figura 5a y 5b), un haz de luz colimada con $\lambda=633$ nm y dos lentes simples biconvexas con un diámetro de 5 cm y una distancia focal de 15 cm.

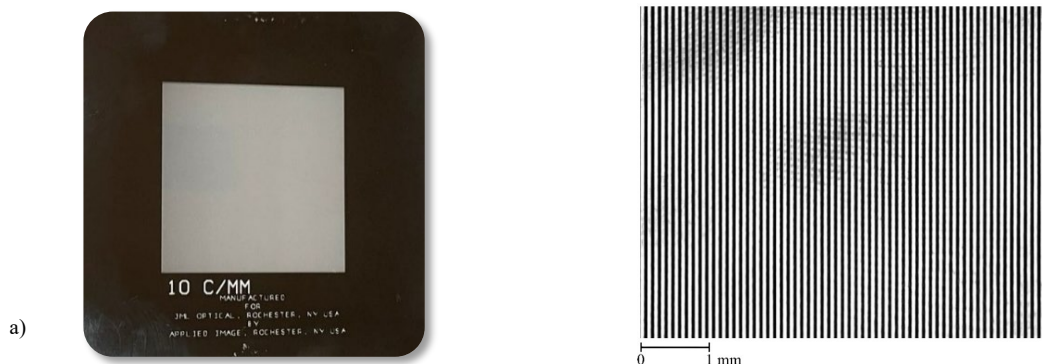


Figura 5. a) Rejilla Ronchi de 10 ciclos por milímetro. b) Imagen de la rejilla tomada con cámara CCD en un sistema con una lente a dos veces del foco

El arreglo experimental del sistema montado en el laboratorio se puede observar en la imagen de la Figura 6.

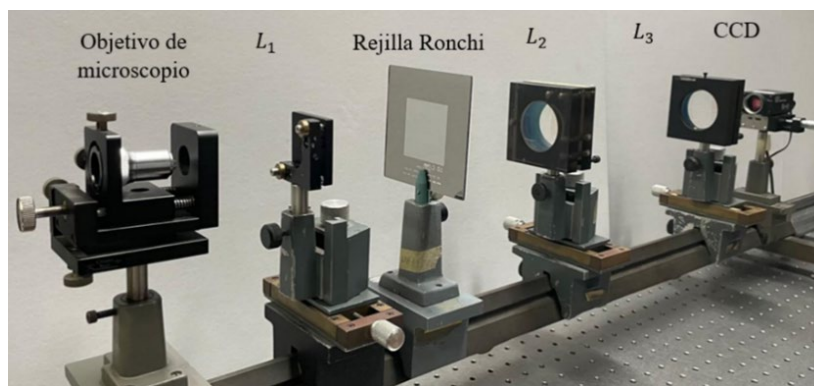


Figura 6. Arreglo experimental de la simulación del relevador de un laparoscopio convencional en laboratorio

Se tomaron medidas para obtener los valores de distancia entre autoimágenes consecutivas, es decir, de autoimagen “positiva” a autoimagen “negativa” (se hizo de esta forma para facilitar el experimento). Primero, se realizaron mediciones sin el relevador, con el propósito de verificar que el haz de luz estuviera colimado correctamente y que el efecto Talbot se cumpliera en el sistema. Los valores obtenidos se muestran en la Tabla 1a. Posteriormente, se obtuvieron los valores al colocar el relevador, los cuales se encuentran en la Tabla 1b.

El error relativo porcentual para cada valor en ambos casos es menor al 2 %. En particular, el error relativo porcentual promedio es de 0.2259 % sin relevador y de 0.3753 % con relevador. Los valores obtenidos están muy cerca del valor teórico esperado, $\frac{Z_T}{2}$, calculado a partir de la ecuación 2, que es de 15.79 mm. Esto implica una buena exactitud con un sistema de medición que produce una buena precisión.

Tabla 1. Valores entre autoimágenes consecutivas con su respectivo error relativo porcentual para el sistema a) sin relevador y b) con relevador

Sin relevador	
Valores entre autoimágenes consecutivas (mm)	Error relativo porcentual (%)
15.77	0.1759
15.78	0.1126
15.83	0.2039
15.88	0.5204
15.78	0.1126
15.77	0.1759
15.85	0.3305
15.77	0.1759

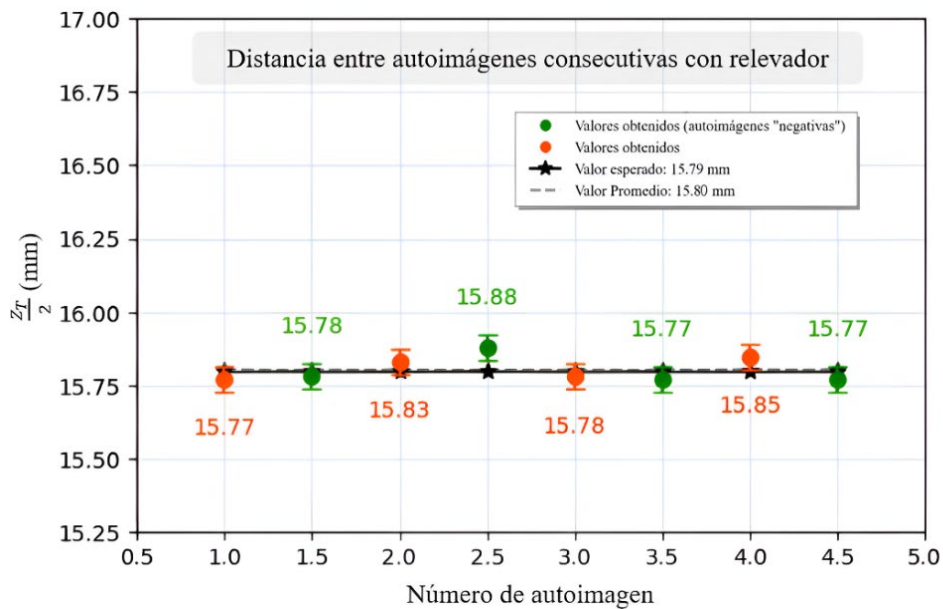
a)

Con relevador	
Valores entre autoimágenes consecutivas (mm)	Error relativo porcentual (%)
15.82	0.1406
15.85	0.3305
15.76	0.2392
15.77	0.1759
15.79	0.0493
15.87	0.4571
15.83	0.2039
16.02	1.4066

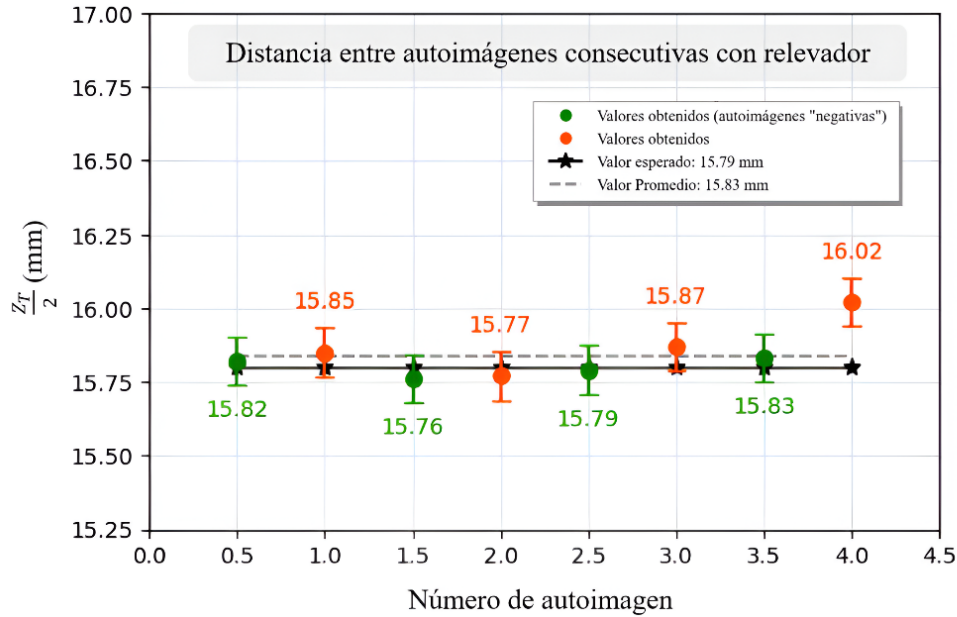
b)

A partir de los valores obtenidos, se realizaron las gráficas que se muestran en la Figura 7. Para la gráfica de la Figura 7a se tomó como el origen la rejilla (n=0), los puntos naranjas son las autoimágenes “positivas” y los verdes las autoimágenes “negativas”. Cada punto tiene su barra de error, determinada por la desviación estándar, y la línea gris representa el valor promedio de los datos.

Por otro lado, en la gráfica de la Figura 7b el punto de origen se colocó en la imagen producida por el sistema 4F (n=0). La representación de los valores en esta gráfica es la misma que la descrita previamente.



a)

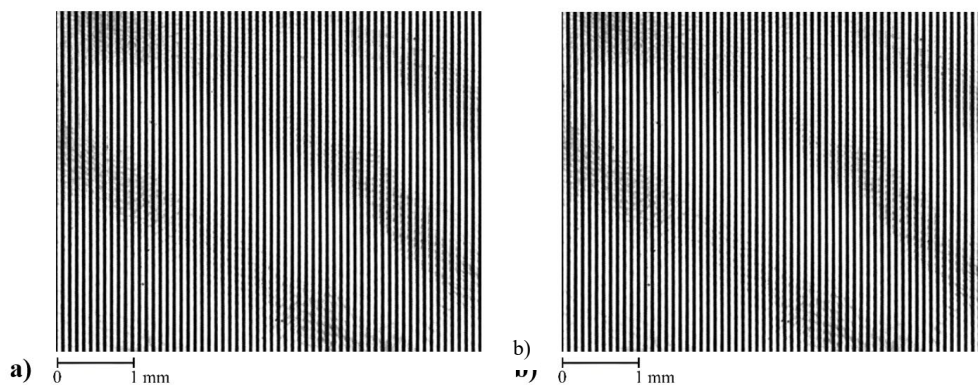


b)

Figura 7. Graficas de las distancias entre autoimágenes consecutivas a) con relevador b) sin relevador

En la Figura 8 se presentan las imágenes de la rejilla. La imagen de la Figura 8a (caso sin relevador) fue tomada a partir de un sistema conformado por una lente, en donde el objeto y la imagen de este se encuentran a una distancia $2F$ de la lente. Debido a la naturaleza del sistema, la magnificación es 1:1. Por otra parte, para el caso con relevador, se tomó la fotografía de la imagen producida por el sistema $4F$ (Figura 8b), cuya magnificación también es 1:1. Las dos fotos se tomaron con una cámara CCD.

En el sistema con relevador la imagen de la rejilla se observa como una rotación de ésta. Esto es, como se muestra en la Figura 4, en el sistema de coordenadas x, y, z se encuentra la rejilla en las coordenadas $(x, y, z=0)$. Por otro lado, en el sistema de referencia x', y', z' se encuentra la imagen de la rejilla en las coordenadas $(x', y', z'=0 (z=4F))$. En donde, $x'=-x$ e $y'=-y$, es decir, es una rotación en el plano. Es necesario destacar que las autoimágenes se miden a partir de $z'=0$. Esta misma rotación sucede en la imagen de la rejilla, de la fotografía tomada con el sistema $2F$. Debido a todo lo mencionado, en las fotografías de la Figura 8 se advierte que las imágenes comienzan con una línea transparente, pero originalmente en esa sección de la rejilla comienzan con una línea oscura.

Figura 8. Imagen de la rejilla tomada con a) un sistema $2F$ b) sistema $4F$

En la Figura 10 se presentan seis imágenes autoimágenes producidas por la rejilla tanto en propagación libre como a través del relevador. En la Figura 10a se pueden ver las primeras dos autoimágenes “positivas” junto con la autoimagen “negativa” ubicada entre ellas. Es notable el desplazamiento de medio periodo entre autoimágenes consecutivas, conforme establece el efecto Talbot para rejillas binarias cuadradas [8]. Este comportamiento también se evidencia en la Figura 10b, que son las primeras tres autoimágenes consecutivas del sistema 4F, esto sugiere que el efecto Talbot se conserva al colocar el relevador. Al analizar las imágenes se observa un ligero corrimiento en zonas de la autoimagen “negativa” $n=1.5$, con respecto a $n=1$, lo cual puede ser explicado por un error experimental en la obtención de la imagen. Sin embargo, se puede corregir y no afecta la prueba de concepto: Las autoimágenes se forman también a través de un relevador.

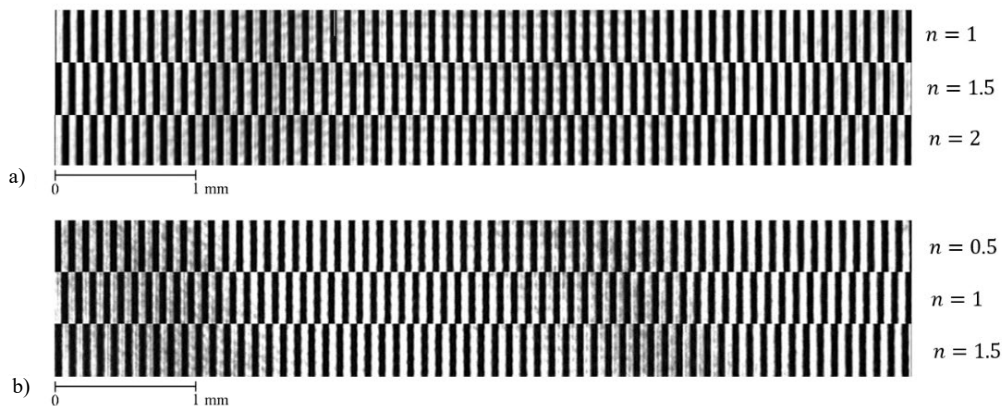


Figura 10. Autoimágenes obtenidas con una cámara CCD, a) sin relevador y b) con relevador

Como ya se mencionó, en este experimento, se utilizó $\lambda=633$ nm y una rejilla de 10 c/mm, lo que implica un periodo de $d=0.1$ mm, por lo que, de la ecuación 1, $Z_T=31.59$ mm. Esta distancia es aplicable a algunas partes de la cavidad abdominal y pélvica. Al emplear una rejilla con un periodo menor y la misma longitud de onda, la distancia de Talbot se reduce considerablemente. Por ejemplo, para una rejilla de 50 ciclos por milímetro, o bien, con periodo $d=0.02$ mm, se obtiene $Z_T=1.26$ mm (ecuación 1), esto permite su aplicación en partes más pequeñas del cuerpo, y así, a otros tipos de endoscopios, como los artroscopios [1].

6. CONCLUSIÓN

De acuerdo con los resultados, es posible reproducir autoimágenes a través de un relevador tipo 4F, con las características descritas. En nuestra simulación el error porcentual de la posición entre autoimágenes es menor al 2% y el error porcentual promedio para ambos casos (con y sin relevador) es menor al 1%, lo que comprueba la viabilidad de nuestra propuesta. Es importante destacar que durante el experimento la colimación juega un papel importante, esta puede contribuir en la generación de errores al disminuir o aumentar el tamaño de las autoimágenes.

La formación de autoimágenes a través del relevador es independiente del periodo de la rejilla. Al variar el periodo, se puede variar la distancia entre autoimágenes y, por lo tanto,

utilizar la propuesta en diferentes aplicaciones (laparoscopia y/o artroscopios). Esto es, la prueba de concepto es satisfactoria y queda como trabajo a futuro la prueba en un laparoscopia [6].

7. REFERENCIAS

- [1] Tepichín-Rodríguez, E., Rodríguez-Montero, P., Muñoz-Potosí, A.F., Valdivieso-González, L.G., “Talbot effect based tunable setup for the measurement of stepped surfaces: Plane and spherical wavefront illumination,” 473, *Optics Communications*, 126044 (2020); <https://doi.org/10.1016/j.optcom.2020.126044>
- [2] Ellison, S., “The Historical Evolution of Endoscopy,” Honors Theses, 2571 (2015); https://scholarworks.wmich.edu/honors_theses/2571
- [3] Mishra R., *Textbook of Practical Laparoscopic Surgery*, Jaypee Brothers Medical Publishers Pvt. Limited, India, (2013).
- [4] Amoedo, N., “Diseño de un Endoscopio Óptico Rígido para Biomedicina,” Universidad Complutense de Madrid, Facultad de Óptica y Optometría (2017); https://www.researchgate.net/publication/331688776_Diseño_de_un_endoscopio_optico_rigido_para_biomedicina
- [5] Rabuck, S., Middleton, K., Maeda, S., Yoshimasa, F., Muller, B., Araujo, P., and Fu, F., “Individualized Anatomic Anterior Cruciate Ligament Reconstruction,” *Arthroscopy Techniques* 1(1), e23–29 (3 March 2012); [10.1016/j.eats.2011.12.004](https://doi.org/10.1016/j.eats.2011.12.004)
- [6] Morales, C. O., Wang, X., Tepichín-Rodríguez, E., Muñoz-Potosí, A.-F., Valdivieso-González, L.G., and Rodríguez-Montero, P., “Optical caliper for 3-D endoscopic imaging and measurement,” U.S. Patent Application Publication No. US 2022/0092805 A1, U.S. Patent and Trademark Office (24 March 2022).
- [7] Ophthalmon, "Karl Storz Telecam beamsplitter endoscope camera repair"; <https://www.ophthalmon.com/product/karl-storz-telecam-beamsplitter-endoscope-camera-repair>
- [8] Cruz, A. “Representación Modal de Campos Ópticos de Auto-Imágenes,” Maestría, Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica (2008); <https://inaoe.repositorioinstitucional.mx/jspui/handle/1009/417>
- [9] Hecht, E., *Optics*, 5th ed., Pearson (2017).

EVALUACIÓN DE LA CAPACIDAD ANTIMICROBIANA DEL EXTRACTO ACUOSO DE *Jatropha dioica* SOBRE MICROORGANISMOS CAUSALES DE INFECCIONES ENDODÓNTICAS

Pérez-Rodríguez G.A.^a, Méndez-González V^b, Vitales-Noyola M^b, Ávila Rodríguez R.^a

^a Unidad Académica Multidisciplinaria Región Altiplano, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, a276206@alumnos.uasp.mx, raquel.avila@uaslp.mx

^b Facultad de Estomatología, Maestría en Endodoncia, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, marlen.vitales@uaslp.mx, veronica.mendez@uaslp.mx

RESUMEN

La *Jatropha dioica*, es una planta con propiedades antioxidantes, antiinflamatorias y antimicrobianas, utilizada para tratar heridas, gingivitis y periodontitis. Actualmente existe alta resistencia a antibióticos, promoviendo el uso de técnicas terapéuticas complementarias, como los extractos de plantas. La espectroscopia Raman reveló frecuencias de mayor intensidad 1003 cm^{-1} en el tallo y 1400 cm^{-1} en la raíz (relacionadas a los compuestos catequina, epicatequina, ácido gálico, ácido clorogénico, ácido siríngico, quercetina, kaempferol, rutina, β -sitosterol y secoisolariciresinol). Las pruebas de inhibición mostraron que el E. tallo fue más efectivo que el E. raíz con halos de inhibición superiores en *S. constellatus*, *S. viridans*, *S. salivarius*, *C. albicans* y *E. faecalis*, superando incluso a la clorhexidina. Proponiendo a la *J. dioica* como alternativa terapéutica para uso oral.

Palabras Clave: *Jatropha dioica*, antimicrobianos, microorganismo

ABSTRACT

Jatropha dioica is a plant with antioxidant, anti-inflammatory, and antimicrobial properties, used to treat wounds, gingivitis, and periodontitis. Currently, there is high antibiotic resistance, promoting the use of complementary therapeutic techniques like plant extracts. Raman spectroscopy revealed higher intensity frequencies of 1003 cm^{-1} in the stem and 1400 cm^{-1} in the root (related to compounds such as catechin, epicatechin, gallic acid, chlorogenic acid, syringic acid, quercetin, kaempferol, rutin, β -sitosterol, and secoisolariciresinol). Inhibition tests showed that the stem extract was more effective than the root extract, with larger inhibition zones against *S. constellatus*, *S. viridans*, *S. salivarius*, *C. albicans*, and *E. faecalis*, even surpassing chlorhexidine. This proposes *Jatropha dioica* as a therapeutic alternative for oral use.

Key words: *Jatropha dioica*, antimicrobials, microorganism

1. INTRODUCCIÓN

La planta *Jatropha dioica*, conocida como sangre de grado, habita en climas áridos o semiáridos, es una planta utilizada tradicionalmente para tratar heridas, gingivitis y periodontitis, por sus propiedades antioxidantes, cicatrizantes, antiinflamatorias y antimicrobianas [1].

Recientemente, se ha investigado el estudio de las propiedades y componentes químicos de la planta *Jatropha dioica* mediante técnicas de análisis, y entre los compuestos más importantes se encuentran catequina, epicatequina, ácido gálico, ácido clorogénico, ácido siríngico, quercetina, kaempferol, rutina, β -sitosterol y secoisolariciresinol [2], algunos son antioxidantes, antiinflamatorios y antiproliferativos, como es el caso del β -sitosterol el cual se ha reportado que presenta actividad quimioprotectora y estrogénica, además presenta un destacado efecto antiproliferativo y proapoptótico [3].

La comprensión de las propiedades antimicrobianas de la *Jatropha dioica* puede tener un alcance significativo en el desarrollo de tratamientos para abordar diversas infecciones orales, como las endodónticas, infecciones causadas por bacterias que colonizan el conducto radicular [4]. Es interesante investigar los microorganismos asociados a estas enfermedades, como bacterias y levaduras, así como mecanismos de patogenicidad y resistencia a los antibióticos. Dada la creciente resistencia de estos microorganismos por su capacidad de adaptación a los tratamientos antimicrobianos convencionales [5], por lo tanto, el objetivo del proyecto es evaluar la capacidad antimicrobiana de la *Jatropha dioica* sobre microorganismos causales de infecciones endodónticas.

2. TEORÍA

Los aceites esenciales se obtienen a partir de diferentes partes de las plantas, son extractos utilizados en la fitoterapia por sus propiedades terapéuticas y aromáticas. Se pueden extraer mediante diversos métodos como destilación por arrastre de vapor, la cual es un método de separación de sustancias para la extracción de aceites esenciales de alta calidad, de plantas, frutas y resinas. La técnica consiste en vaporizar dos líquidos inmiscibles a temperaturas inferiores a las de ebullición de cada uno de los componentes volátiles por efecto de una corriente directa de vapor agua. El vapor ejerce la doble función de calentar la mezcla hasta su punto de ebullición y disminuir la temperatura de ebullición al adicionar la presión del vapor, que se inyecta, a la de los componentes volátiles de los aceites esenciales. Los vapores que salen se enfrían hasta condensar y los dos líquidos inmiscibles: agua y aceite esencial, finalmente se separan por gravedad [6].

Existen distintas técnicas de análisis para identificar los compuestos activos de los aceites esenciales, como la espectroscopia Raman, herramienta analítica que se basa en el análisis de la interacción luz-materia, analiza la luz dispersada por el material, al incidir sobre él un haz de luz monocromático, proporcionando información química y estructural de la sustancia [7].

La técnica de Kirby-Bauer, o ensayo de difusión en disco, es un método estándar para evaluar la susceptibilidad bacteriana a antibióticos. Consiste en inocular una suspensión bacteriana en agar Mueller-Hinton y aplicar discos de papel impregnados con antibióticos. Tras la incubación, se mide el diámetro de los halos de inhibición alrededor de los discos para determinar si la bacteria es sensible, intermedia o resistente a los antibióticos probados. Este método es fundamental en microbiología clínica por su simplicidad y estandarización, facilitando la selección de tratamientos antimicrobianos efectivos [8].

3. PARTE EXPERIMENTAL

La planta *Jatropha dioica* se recolectó en Cedral, San Luis Potosí, México, según el Instituto de Investigación de Zonas Desérticas, UASLP. Posteriormente, se lavó con agua estéril (PiSA, Guadalajara, México), se cortó en trozos de 2 cm separando el tallo de la raíz. Para la eliminación de humedad se sometieron a 50°C a un horno de secado (RIOS-ROCHA, Estado de México, México) por 8h, posteriormente se realizó una extracción por arrastre por vapor con un equipo de destilación sencilla, por separado el tallo y la raíz por 3h. Cada extracto se vertió en celdas de cuarzo para la caracterizaron por espectroscopia Raman, en un equipo Ocean Optics, espectrómetro con cámara CCD, con haz de luz láser roja, longitud de onda de 785 nm, potencia de 499 mW. El láser de 499 mW se centró en las muestras a una distancia de 3mm y los espectros se captaron con el software Spectra suite, se procesaron con software Origin v 2023 por triplicado, en un rango de 2000 a 200 cm^{-1} .

Los microorganismos se obtuvieron del cepario, los cuales fueron aislados de pacientes con infecciones endodónticas, de conductos radiculares. Se utilizaron dos cepas de *Streptococcus constellatus*, dos de *Streptococcus viridans* I, dos *Streptococcus mutans*, dos *Streptococcus salivarius*, catorce *Candida albicans* y diecinueve *Enterococcus faecalis*, estas se reactivaron en medios de cultivo en caldo Infusión de Cerebro Corazón (BHI), caldo Dextrosa Sabouraud (BD Bioxon, Autopista México-Querétaro km 37.5, México) y se incubaron por 24h a 37°C. Posteriormente se realizó una escala de McFarland 0.5, según la NCCLS (National Committee for Clinical Laboratory Standards), por el método de Kirby Bauer modificado, para evaluar la actividad antimicrobiana de los microorganismos en placas de agar sangre y agar Dextrosa Sabouraud (BD Bioxon, Autopista México-Querétaro km 37.5, México), se realizó una siembra con hisopo para determinar la zona mínima inhibitoria de los discos previamente sumergidos en los extractos acuosos, como control positivo se utilizó hipoclorito de sodio al 2.25% y clorhexidina al 0.12% (LIMONT, Querétaro, México), y control negativo agua destilada estéril, y se incubaron a 37°C durante 48 horas.

4. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

4.1 3.1 Caracterización química de la planta *Jatropha dioica*

La caracterización química de la planta *Jatropha dioica* confirmó la presencia de los compuestos catequina, epicatequina, ácido gálico, ácido clorogénico, ácido siríngico, quercetina, kaempferol, rutina, β -sitosterol y secoisolariciresinol. El espectro del extracto acuoso del tallo (E. tallo) (figura 1) en color negro, destaca una frecuencia prominente en 1003 cm^{-1} asociada al enlace C-O, se observan bandas vibracionales en las frecuencias en

488.93, 621.83, y 902 cm^{-1} pertenecientes al grupo alcohol, bandas en 1003.31 y 1034.94 cm^{-1} (enlaces C-OH), 1182.67 y 1333.68 cm^{-1} (grupo metilo $\text{CH}_2;\text{CH}_3$), 1603.19 y 1717.49 cm^{-1} (doble enlace C=C), correspondientes a vibraciones e interacciones dentro del anillo fenilo, propias del ciclohexano y del grupo etileno.

En comparación, al espectro obtenido del extracto de la raíz (E raíz) de color rojo (figura 1), mostró una frecuencia destacada en 1400 cm^{-1} asociada al grupo metilo CH_3 , relevante para β -sitosterol, ácido siríngico, ácido clorogénico y secoisolariciresinol. Se identificaron frecuencias en 841.8 cm^{-1} (grupo alcohol), 1147.57 y 1230.16 cm^{-1} (enlaces C-OH), 1280.43 y 1399.43 cm^{-1} (grupos alcanos $\text{CH}_2;\text{CH}_3$), 1550.46 y 1665.69 cm^{-1} (grupo alqueno C=C), y 1794.97 y 1881.66 cm^{-1} (grupo carbonilo C=O).

Estos hallazgos coinciden con estudios previos que utilizaron técnicas similares, Soler G. *et al.* (2013) investigaron los granos de café colombiano mediante espectroscopia Raman y FTIR encontraron bandas vibracionales en 1608 y 1630 cm^{-1} (anillo fenilo y etilenos C=C), y en 1119 y 1166 cm^{-1} (ciclohexano y anillo fenilo), similares a las observadas en *Jatropha dioica*. Carnicero, P. (2024), al analizar la acrilamida y α -terpineol en alimentos procesados, reportó bandas en 1610 cm^{-1} (enlace C=C) y 1450 cm^{-1} (enlace C-H), comparables a las bandas en los extractos de *Jatropha dioica*. Chacón J. (2010) también observó picos en el intervalo de 1375 a 1620 cm^{-1} asociados a anillos bencénicos en uvas viníferas, alineándose con los compuestos encontrados en los extractos de *Jatropha dioica*. Paredes, A. (2024) en la caracterización de vinos con espectroscopia Raman detectó bandas alrededor de 1700 cm^{-1} (grupos carbonilos) y de 1000 a 1600 cm^{-1} (fenoles y polifenoles), similares a las encontradas en *Jatropha dioica*, confirmando la presencia de compuestos catequina, epicatequina, ácido gálico, ácido clorogénico, ácido siríngico, quercetina, kaempferol, rutina, β -sitosterol y secoisolariciresinol, que tienen propiedades antioxidantes, antiinflamatorios y antimicrobianos.

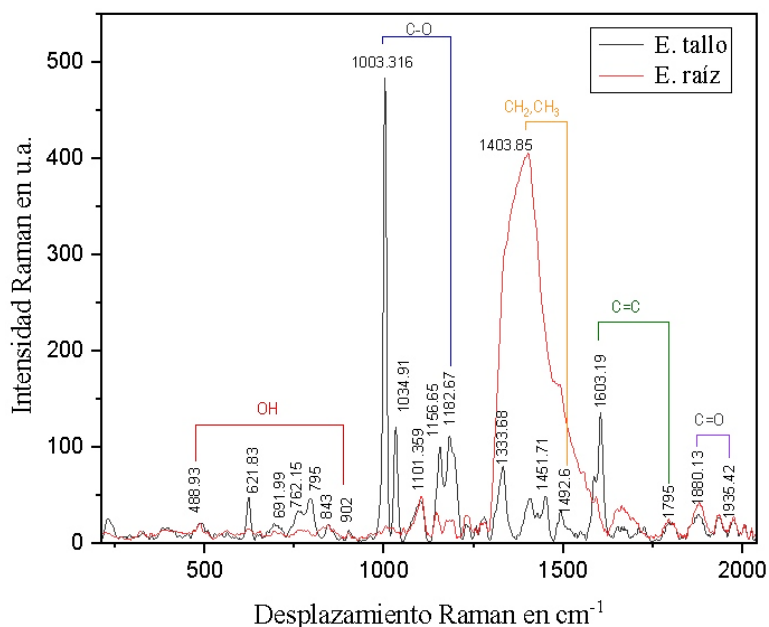


Figura 1. Espectros solapados del extracto acuoso del tallo (color negro) y la raíz (rojo) de la *Jatropha dioica*

4.2 Controles positivos Hipoclorito de sodio 2.25% y clorhexidina 0.12%

El hipoclorito de sodio es un desinfectante utilizado en odontología, especialmente en endodoncia. Su uso en la cavidad bucal presenta desafíos debido a su alta irritabilidad y potencial para causar daño tisular, por lo que se han empleado otras sustancias como extractos naturales. La clorhexidina 0.12%, es un antiséptico oral de amplio espectro, efectivo contra una variedad de bacterias grampositivas, gramnegativas y hongos como *C. albicans*. Cecco, A. (2018) subraya la importancia del hipoclorito como control positivo en estudios de sensibilidad antimicrobiana, lo que permite evaluar y comparar la eficacia de otros agentes, y Bustamante O. *et al.* (2020) explican que la clorhexidina actúa adhiriéndose a la membrana celular y causando lisis celular. Funcionando en estudios de sensibilidad antimicrobiana, como referencia para medir la eficacia de otros agentes, tal como se hizo en el estudio comparativo con los extractos acuosos de *Jatropha dioica* contra microorganismos causales de infecciones endodónticas.

4.3 Pruebas de sensibilidad antimicrobiana

Los extractos acuosos (E. tallo y E. raíz) demostraron una considerable efectividad antimicrobiana contra *S. mutans*, *S. constellatus*, *S. viridans 1*, *S. salivarius*, *C. albicans* y *E. faecalis*. Utilizando la técnica modificada de Kirby-Bauer, se observó que estos extractos reducen significativamente la actividad microbiana. Para el caso de *S. mutans*, los halos de inhibición (figura 2 (a)) (8.375 mm para tallo y 8.125 mm para raíz) son comparables a los de la clorhexidina 0.12%. El análisis de varianza (ANOVA) (tabla 1) revela diferencias significativas entre los extractos y los controles positivos, sugiriendo que E. tallo tiene una actividad inhibitoria similar a la clorhexidina. Estos hallazgos son consistentes con los reportados por Terrazas J. *et al.* (2018), que también encontraron alta actividad antimicrobiana en extractos de las plantas *Jatropha dioica* (sangre de grado) y *Opuntia oligacantha var* (xoconostle) contra *S. mutans*. Por otro lado, para *S. constellatus* (figura 2 (b)) E. tallo (10.28 mm) y E. raíz (9.525 mm) superaron la eficacia de la clorhexidina 0.12% (8.32 mm), por lo que, estos extractos tienen una actividad inhibitoria notablemente similar al control hipoclorito 2.25% y superior a la clorhexidina. Esto se alinea con los resultados de Rojas S. (2022), que encontró que el aceite esencial de *Eucalyptus globulus al* 75% y 100% fueron más eficaz que la clorhexidina contra el grupo *Streptococcus milleri* al cual pertenecen los microorganismos *S. anginosus* y *S. constellatus*.

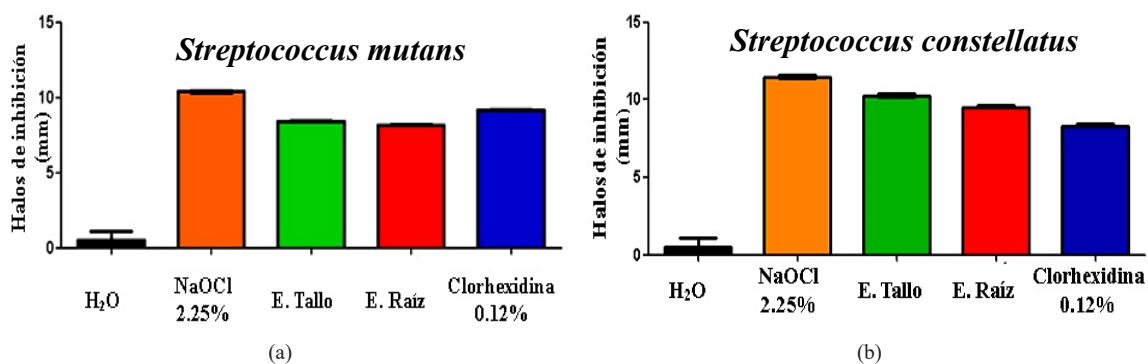


Figura 2. Grafica de diámetros de inhibición (mm) de los extractos y controles en: (a). *S. mutans*. (b). *S. constellatus*

Para el caso del *S. viridans 1*, los extractos mostraron halos de inhibición (figura 3 (a)) de 9.375 mm para tallo y 9.075 mm para raíz, superando a la clorhexidina 0.12% (8.5 mm). La ANOVA (tabla 1) indicó que E. tallo y E. raíz tienen una eficacia inhibitoria similar a la clorhexidina. Salazar J. *et al.* (2018) encontraron resultados comparables con extractos acuosos de *Vitis vinifera* contra *S. mutans*. Concluyendo que los extractos de uva (*Vitis vinifera*) y de la *Jatropha dioica* son una alternativa prometedora a la clorhexidina 0.12%, para inhibir el crecimiento de microorganismos pertenecientes al grupo *S. viridans*, como lo es *S. mutans* y *S. viridans 1*. Por otro lado, para *S. salivarius*, los extractos también mostraron halos de inhibición efectivos (figura 3 (b)), con E. tallo (9.4 mm) superando ligeramente a la clorhexidina 0.12% (8.75 mm). La ANOVA (tabla 1) sugiere que ambos extractos tienen una eficacia inhibitoria comparable a los controles positivos. Andrade B. *et al.* (2014) reportaron que extractos de diversas plantas tienen una efectividad significativa contra microorganismos orales, apoyando el uso de aceites esenciales como alternativa a la clorhexidina.

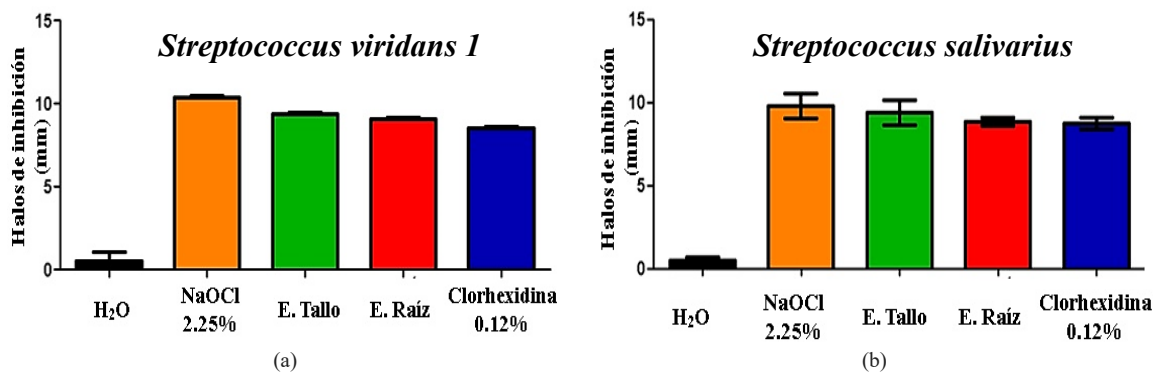


Figura 3. Grafica de diámetros de inhibición (mm) de los extractos y controles en: (a). *S. viridans 1*. (b). *S. salivarius*

Para *C. albicans*, los extractos de E. tallo (9.4 mm) y E. raíz (8.85 mm) mostraron una inhibición ligeramente superior a la clorhexidina 0.12% (8.75 mm), como se ilustra en la Figura 4 (a). La ANOVA (tabla 1) indica que estos extractos tienen una actividad inhibitoria comparable a la clorhexidina. Por otro lado, para *E. faecalis*, los extractos de E. tallo (10.53 mm) y E. raíz (8.85 mm) mostraron una inhibición similar a la clorhexidina 0.12% (11.6 mm) (Figura 4 (b)). La ANOVA (tabla 1) indica que estos extractos tienen una actividad inhibitoria sin diferencia significativa a la clorhexidina. Estudios como el de Pérez O., *et al.* (2019) sobre *Rosmarinus officinalis* también respaldan la eficacia de los extractos de plantas contra *C. albicans* y *E. faecalis*.

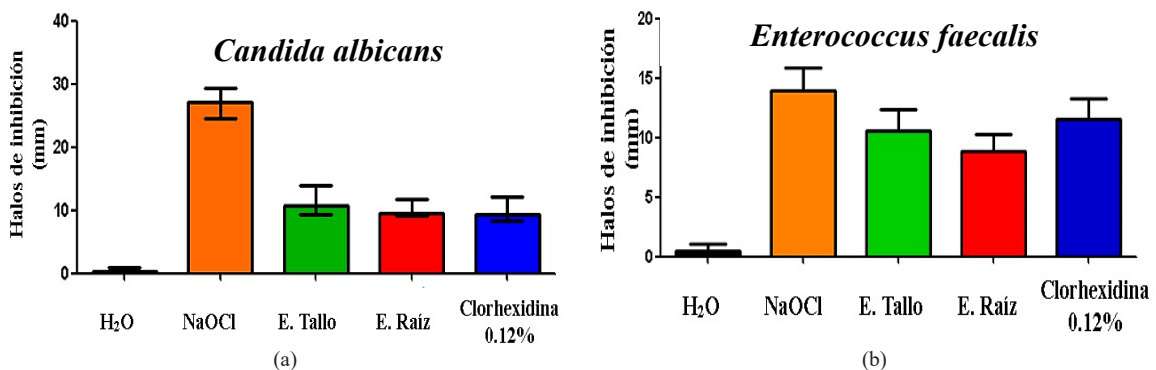


Figura 4. Grafica de diámetros de inhibición (mm) de los extractos y controles en: (a). *C. albicans*. (b). *E. faecalis*
 Tabla 1. Pruebas de comparación múltiple, su significancia estadística de las soluciones y los halos de inhibición para los microorganismos *S. mutans*, *S. constellatus*, *S. viridans 1*, *S. salivarius*, *C. albicans* y *E. faecalis*

Prueba de comparación múltiple	Significancia estadística					
	<i>S. mutans</i>	<i>S. constellatus</i>	<i>S. viridans 1</i>	<i>S. salivarius</i>	<i>C. albicans</i>	<i>E. faecalis</i>
H2O vs NaOCl 2.25%	***	***	***	***	***	***
H2O vs E. Tallo	***	***	***	***	***	***
H2O vs E. Raíz	***	***	***	***	***	***
H2O vs CLORHEXIDINA 0.12%	***	***	***	***	***	***
NaOCl 2.25% vs E. Tallo	***	***	***	ns	***	**
NaOCl 2.25% vs E. Raíz	***	***	***	ns	***	***
NaOCl 2.25% vs Clorhexidina 0.12%	***	***	***	ns	***	ns
E. Tallo vs E. Raíz	ns	*	ns	ns	ns	ns
E. Tallo vs Clorhexidina 0.12%	*	***	**	ns	ns	ns
E. Raíz vs Clorhexidina 0.12%	***	***	ns	ns	ns	*

5. CONCLUSIONES

Los extractos acuosos del tallo y la raíz de *J. dioica* demostraron actividad antimicrobiana sobre los microorganismos *S. constellatus*, *S. viridans 1*, *S. mutans*, *S. salivarius*, *C. albicans* y *E. faecalis*. Donde el extracto acuoso del tallo mostro una mayor intensidad en los espectros y en las pruebas de sensibilidad superando e igualando a los controles positivos hipoclorito de sodio al 2.25% y clorhexidina al 0.12%. El extracto acuoso del tallo presento un halo inhibitorio de 10.28 mm, 9.375 mm, 9.4 mm, 9.4 mm y 10.53 mm respectivamente, con respecto a *S. constellatus*, *S. viridans*, *S. salivarius*, *C. albicans* y *E. faecalis* superando a los halos de la clorhexidina, y la raíz tuvo un halo de inhibición 8.125 mm para *S. mutans*, similar al de E. tallo con 8.375 mm y al control clorhexidina con 9.125 mm, indicando que ambos extractos inhiben igual al control positivo. Teniendo como alternativa terapéutica y complementaria a los antimicrobianos comerciales, los extractos acuosos del tallo y la raíz de la planta *Jatropha dioica* obtenidos por la técnica de arrastre por vapor.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1]. Ramírez A, Delgadillo D, Bautista V, Mazalek J, Keita H, Kourouma A, Ramirez S, Rodriguez J and Tavares J. *Jatropha dioica*, an Aztec plant with promising pharmacological properties: A systematic review. *African Journal of Pharmacy and Pharmacology*, 14(6), 169-178. DOI:10.5897/AJPP2020.5147. (2020).
- [2]. Quezada Cárdenas, K. Caracterización biodirigida de compuestos antioxidantes y antimicrobianos de *Jatropha dioica* originaria de Durango [tesis de maestría, Universidad Juárez del Estado de Durango. Facultad de Medicina y Nutrición] Repositorio Institucional. (2020). <http://repositorio.ujed.mx/jspui/bitstream/123456789/83/1/TESIS%20Caracteriza%20ci%C3%B3n%20biodirigida%20de%20compuestos%20antioxidantes.pdf>.

- [3]. Eun JB, Kim MJ, Han SS y col. Potencial antioxidante del β -sitosterol en cáncer de colon: modulación del estrés oxidativo en carcinogénesis. *Fronteras en Oncología*, 10:1-12. DOI: <https://doi.org/10.3389/fonc.2022.926975>. (2022).
- [4]. Andreu, A., Cacho, J., Coira, A., & Lepe, J. *Procedimientos en microbiología clínica*. Madrid: SEIMC. (2010).
- [5]. Rodríguez, M. J. Resistencia antibiótica y cavidad oral. *Odontología Vital*, (37), 3-7. DOI: <https://doi.org/10.59334/ROV.v1i37.527>. (2022).
- [6]. Armijo, J., Vicuña, E., Romero, P., Condorhuamán, C., & Hilario, B. Modelamiento y simulación del proceso de extracción de aceites esenciales mediante la destilación por arrastre con vapor. *Revista Peruana de Química e Ingeniería Química*, 15(2), 19-27. (2012).
- [7]. Kumar, S., Nagy, Z., Reklaitis, G. V. y Gonzalez, M. Considerations in Raman Spectroscopy for Real-Time API Concentration Measurement at Tablet Press Feed Frame. *Journal of Spectroscopy*, 2023. (2023).
- [8]. Clinical and Laboratory Standards Institute. *Performance Standards for Antimicrobial Susceptibility Testing*. CLSI Supplement M100. (2022).
- [9]. Cecco, A. Determinación de la Concentración Mínima Inhibitoria (CMI) y Mínima Bactericida (CMB) de Aceites Esenciales de *Thymus Vulgaris* en Microorganismos Provenientes de Infecciones Endodónticas. Estudio in vitro [tesis de maestría, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Facultad de Estomatología]. (2018).
- [10]. Bustamante, O. C., Troncos, L. G. P., de Zebrauskas, A. P. P., Leandro, K. C. R., & Sime, C. L. D. C. H. Antisépticos Orales: Clorhexidina, flúor y triclosán. *Revista: Salud & Vida Sipanense*, 7(1), 4-16. (2020).
- [11]. Terrazas-Hernández, J. A., Jiménez-Alvarado, R., Santos-López, E. M., Cariño-Cortés, R., Campos-Montiel, R. G., & Hernández-Fuentes, A. Extractos del fruto *Opuntia oligacantha* C. F. Först y la raíz de la planta *Jatropha dioica* Cerv. con actividad antioxidante y beneficios contra enfermedades dentales. *Investigación y Desarrollo en Ciencia y Tecnología de Alimentos*, 3(1), 114-119. <https://doi.org/10.35429/JFDA.2018.3.3.114-119>. (2018).
- [12]. Rojas S. Efecto inhibitorio del aceite esencial del *Eucalyptus Globulus* (Eucalipto) a diferentes tiempos y concentraciones sobre cepas de *Streptococcus Anginosus*. Estudio in vitro [tesis de licenciatura, Universidad Central Del Ecuador, Facultad De Odontología] Repositorio institucional: <http://www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/26417>. (2022).
- [13]. Salazar, J. C., Solórzano, F. M., Tatés, V. M., Garcés, M. S., & del Carmen Armas, A. Efecto antimicrobiano de extractos acuosos de la cáscara, pulpa y semilla de uva (*Vitis vinifera*) sobre *Streptococcus mutans*, estudio in vitro. *Revista KIRU*, 15(2). DOI:10.24265/kiru.2018.v15n2.03. (2018).
- [14]. Andrade, B. F. M. T., Barbosa, L. N., Probst, I. S., & Júnior, A. F. Uso de plantas medicinales recomendadas por el Sistema Único de Salud de Brasil en el combate de bacterias bucales. *Journal of Oral and Maxillofacial Research*, 5(3), e3. <https://doi.org/10.5037/jomr.2014.5303>. (2014).

- [15]. Pérez-Delgado, O., & Vallejos-Campos, E. C. (2019). Actividad antifúngica in vitro del extracto crudo acuoso de *Rosmarinus officinalis* contra *Candida albicans*. *Journal of the Selva Andina Research Society*, 10(1), 45-50. <https://doi.org/10.36610/j.jsars.2019.100100045>. (2019).

IMPORTANCIA DE LA IMPRESIÓN 3D EN LA FORMACIÓN MÉDICA EN ENFERMEDADES CARDIOVASCULARES EN MÉXICO

D. Melchor Flores ^a, R. Agustín-Serrano ^a, A. Gonzalez ^a E. Lozano ^a, X. Maceda ^a,
Marco A. Morales ^b

^aFacultad de Ciencias Físico Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla,
diana.melchorfl@alumno.buap.mx, ricardo.agustin@correo.buap.mx,
aide.gonzalezs@alumno.buap.mx, elio.lozano@alumno.buap.mx,
xanat.maceda@alumno.buap.mx

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

RESUMEN

En este trabajo se evaluaron materiales para la creación e impresión de modelos 3D del corazón con el propósito de comprender su anatomía y en el futuro simular arritmias cardíacas. Los modelos elaborados con resina elástica demostraron una capacidad superior para replicar la contractilidad y relajación del corazón respecto a los modelos de ácido poliláctico (PLA) y poliuretano termoplástico (TPU). Estos resultados resaltan la importancia de seleccionar materiales adecuados para mejorar la representación de las funciones cardíacas en modelos anatómicos, lo que tiene implicaciones significativas en la formación médica y práctica clínica.

Palabras claves: Corazón 3D, Formación médica, Patologías cardiovasculares

ABSTRACT

In this work, materials were evaluated for the creation and printing of 3D models of the heart with the purpose of understanding its anatomy and in the future simulating cardiac arrhythmias. The models made with elastic resin demonstrated a superior capacity to replicate the contractility and relaxation of the heart compared to the polylactic acid (PLA) and thermoplastic polyurethane (TPU) models. These results highlight the importance of selecting appropriate materials to improve the representation of cardiac functions in anatomical models, which has significant implications in medical training and clinical practice.

Key words: 3D heart, Medical training, Cardiovascular pathologies

1. INTRODUCCIÓN

En México las enfermedades cardiovasculares representan una de las 10 principales causas de muerte, con 97,187 defunciones registradas en 2023 por el INEGI [1]. Por lo tanto, el

dominio de estas patologías desde la formación médica es indispensable. Actualmente, el uso de modelos biológicos en la formación médica en México presenta desventajas como la descomposición rápida y dificultad de manejo. La impresión 3D inicialmente utilizada para la creación rápida de prototipos en industrias como automotriz y aeroespacial, no tardó mucho antes de que el campo médico reconociera su potencial [2]. La capacidad de transformar modelos 3D digitales en objetos tangibles y específicos del paciente ha abierto nuevos horizontes en la medicina personalizada [3]. Se propone la creación de modelos de corazón impresos en 3D como una alternativa, ya que han demostrado ser una herramienta educativa confiable comparable o mejor que las herramientas de capacitación tradicionales cuando se aprenden procedimientos y anatomía para estudiantes de medicina y residentes [4]. Además, con los modelos impresos en 3D, los pacientes y sus familias pueden adquirir una comprensión más completa de la enfermedad subyacente y la intervención quirúrgica correspondiente [5].

La tecnología de impresión 3D surgió a mediados de la década de 1980 y originalmente se conocía como fabricación aditiva [6]. Abarca procesos que utilizan diferentes tecnologías para crear objetos tridimensionales capa por capa basándose en datos del modelo. A lo largo de los años, la impresión 3D ha revolucionado diversos campos, como la ingeniería, la fabricación y la medicina. En el contexto médico, la impresión 3D se conoce comúnmente como biofabricación, que implica la fabricación de productos, modelos o sistemas biológicos en relación con la medicina [7].

Durante los últimos años, la impresión tridimensional (3D) ha dado el salto al campo de la cardiología gracias a su potencial para mejorar la comprensión de las cardiopatías congénitas, la planificación de la cirugía y la simulación del intervencionismo en cardiopatía estructural [8]. Los modelos cardíacos impresos en 3D se utilizan cada vez más para la educación médica y la comunicación médico-paciente. El corazón es una estructura tridimensional compleja, que puede ser difícil de apreciar debido a las limitaciones de las representaciones bidimensionales (2D). Por lo tanto, la impresión 3D es muy adecuada para ayudar en la enseñanza de la anatomía cardíaca y puede ser especialmente beneficiosa para proporcionar a los estudiantes una comprensión más sólida de las relaciones y orientaciones anatómicas espaciales complejas [9]. Los ejemplos incluyen modelos instructivos que representan defectos cardíacos congénitos, estenosis de la válvula y procedimientos de implantación o reparación de válvulas basados en catéter [10]. Cada vez más, estos modelos 3D se pueden construir con colores particulares, dureza, material variable e incluso textura en capas si es necesario para transmitir una patología cardiovascular sofisticada o inusual [10].

En cuanto a los materiales, actualmente, los polímeros son los tipos más comunes de biomateriales utilizados en las tecnologías de impresión 3D. El PLA es el polímero líder utilizado debido a su bajo costo, biocompatibilidad, biodegradabilidad y fácil procesabilidad. Además, se fabrica utilizando materias primas renovables como el almidón de maíz, y se puede extruir fácilmente entre 190 y 230 °C (temperatura de fusión 175 °C). Por otro lado, el TPU es un termoplástico flexible y resistente a la abrasión. Sin embargo, no se adapta bien a ambientes cálidos; este factor es destacable porque a pesar de tener un amplio rango de trabajo (210–350 °C), no soporta altas temperaturas. El TPU muestra

propiedades mecánicas ajustables con un módulo de Young que va de 5 a 100 MPa y un alargamiento a la rotura del 300% [11]. Finalmente, las propiedades mecánicas de la resina elástica muestran un módulo de Young de 5.5 MPa, un módulo secante de 32 MPa y un alargamiento de rotura de 80% [12].

2. OBJETIVO

Evaluar materiales para la creación e impresión de modelos 3D del corazón con el propósito de comprender su anatomía y en el futuro simular arritmias cardíacas.

3. METODOLOGÍA

Para evaluar la efectividad de diferentes materiales en la impresión 3D de modelos cardíacos, se diseñaron y fabricaron corazones utilizando tres tipos de materiales donde los primeros 2 son en forma de filamento de 1.75 mm y el último en fase líquida: TPU, PLA y resina elástica. Inicialmente, se buscaron modelos 3D anatómicos de corazón en sitios web de acceso libre y se modificaron para simular patologías cardiovasculares (estenosis aórtica y defectos en el tabique auricular) utilizando los softwares de diseño en 3D: Meshmixer 3.5.474 y Blender 4.2 LTS. Posteriormente, utilizando los softwares de laminado BambuLab Studio 1.9.1.67 y CHITUBOX V1.9.5 los modelos fueron preparados para su impresión según los parámetros de la Tabla 1.

Tabla 1. Parámetros de impresión 3D según el tipo de impresión y material

Tipo de impresión 3D	Material	Altura de capa (mm)	Velocidad de impresión (mm/s)	Temperatura (0C)	Tiempo de impresión (s)
Inyección Aditiva	PLA	0.2	300	250	12600
Inyección Aditiva	TPU	0.2	50	230	12600
Asistida por UV (DLP)	Resina elástica	0.05	---	21	2.5

Los modelos de PLA y TPU se imprimieron en una impresora A1 Mini Bambu. Para los modelos de resina elástica se utilizó la impresora Creality LD-002H. Las impresiones se evaluaron por su resolución al modelo original (calidad de la impresión) y por la visibilidad de las estructuras anatómicas clave. Los modelos fueron sometidos a pruebas mecánicas para evaluar su flexibilidad y resistencia a la deformación. Además, se llenaron con agua para evaluar su capacidad de retención de líquidos, un aspecto esencial para simular la fisiología cardíaca.

4. RESULTADOS

Los modelos 3D impresos en PLA, Fig. 1-I, presentaron alta precisión y detalles anatómicos con alta resolución, pero carecieron de flexibilidad, limitando su utilidad en simulaciones de patologías cardíacas. Los modelos impresos en TPU, Fig. 1-II, ofrecieron buena flexibilidad y resistencia, replicando mejor las propiedades mecánicas del tejido cardíaco. Sin embargo, tuvieron una pobre retención de líquidos. A diferencia de las

limitaciones de los modelos de PLA y TPU los modelos impresos en resina elástica Fig. 1-III, mostraron una excelente combinación de precisión, elasticidad y retención de líquidos siendo los más adecuados para simular otras patologías cardíacas como arritmias y valvulopatías. En la Fig. 1-IV, se observa una gráfica de esfuerzo-deformación resultado del ensayo mecánico de extensión a partir del cual se calculó el módulo de Young de la resina elástica ($12.4159 \pm 0.0425 \text{ N/m}^2$) y resina rígida ($50.8745 \pm 0.5120 \text{ N/m}^2$), demostrando la propiedad de la resina utilizada. La impresión 3D es prometedora para estos tópicos y modelos 3D personalizados a diferencia de otras técnicas de moldeado por silicona. El tiempo de preparado en la técnica de moldeado por silicón es al menos en 3 fases diferentes: el tiempo de diseño del molde, la obtención del molde y la obtención del modelo 3D por silicón. En cambio, nuestro método por impresión 3D solo requiere de una fase de manufactura.

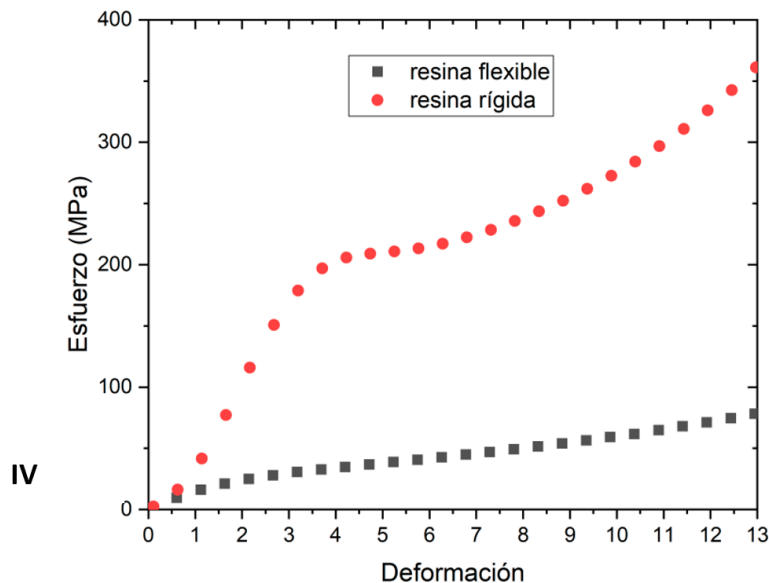


Figura 1: (I) Prototipo de corazón resina elástica, (II) Prototipo de corazón PLA, (III) Prototipo de corazón de TPU, (IV) Gráfica de esfuerzo de deformación de la resina elástica (flexible) utilizada en el modelo 3D impreso con módulo de Young de 5.52 ± 0.0182 .

5. CONCLUSIONES

La elección del material de impresión 3D tiene un impacto significativo en la utilidad de los modelos cardíacos para la educación, la simulación de patologías cardíacas y auxiliar en la

planeación quirúrgica, además los modelos impresos en 3D permiten a los médicos explicar la enfermedad subyacente y su intervención quirúrgica al paciente y sus familiares. Mientras que el PLA ofrece una excelente precisión, la flexibilidad y resistencia del TPU y la resina elástica los hacen más adecuados para aplicaciones prácticas en la formación médica. Estos hallazgos destacan la importancia de seleccionar el material adecuado según el uso previsto de los modelos impresos, y sugieren que la resina elástica es particularmente prometedora para la simulación de valvulopatías y arritmias y no solo de patologías estructurales. Finalmente se propone un método alternativo para la manufactura de modelos biomédicos 3D a cambio de método de moldeado por silicón.

6. AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Laboratorio de Impresión 3D perteneciente a la Facultad de Ciencias Físico Matemáticas, por el apoyo y la asistencia técnica brindada.

7. REFERENCIAS

- [1] Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI)., “ESTADÍSTICAS DE DEFUNCIONES REGISTRADAS (EDR),” (2024)
- [2] Tsai, A.T. and Greene, A.C., “3D printing in pediatric surgery,” *Seminars in Pediatric Surgery. Papers* 33 (1), (2024)
- [3] Francoisse, C.A., Sescleifer, A.M., King, W.T. and Lin A.Y., “Three-dimensional printing in medicine: a systematic review of pediatric applications,” *Pediatric Research. Papers* 89, 415-425 (2021)
- [4] Pollizzi, A., Patel, P. and Johnson, C., “Insights into Three-Dimensional Printing and Its Uses in Medicine,” *Journal of Radiology Nursing. Papers* 41 (4), 320-325 (2022)
- [5] Shabbak, A., Masoumkhani, F., et al. “3D Printing for Cardiovascular Surgery and Intervention: A Review Article,” *Current Problems in Cardiology. Papers* 49 (1), (2024)
- [6] Madani, M., Mueller, C.L. and Fried, G.M., “Emerging Technology in Surgery: Informatics, Electronics,” *Sabiston Textbook of Surgery, Chapter 15, 349-361* (2022)
- [7] Dong, C., Petrovic, M. and Davies, I. J., "Applications of 3D printing in medicine: A review," *Annals of 3D Printed Medicine. Papers* 14(100149), (2024)
- [8] Valverde, I., “Three-dimensional Printed Cardiac Models: Applications in the Field of Medical Education, Cardiovascular Surgery, and Structural Heart Interventions”, *Spanish Journal of Cardiology. Papers* 70(4), 282-291 (2017)
- [9] Tarca, A., Ngai, W., et al. “3D Printed Cardiac Models as an Adjunct to Traditional Teaching of Anatomy in Congenital Heart Disease – A Randomised Controlled Study,” *Heart, Lung and Circulation* 32, 1443-1450 (2023)
- [10] Vukicevic, M., Mosadegh, B., Min, J.K. and Little, S.H., “Cardiac 3D Printing and its Future Directions”, *JACC: Cardiovascular Imaging. Papers* 10(2), 171-84 (2017)

- [11] Pugliese, R., Beltrami, B., Regondi, S. and Lunetta., C., “Polymeric biomaterials for 3D printing in medicine: An overview”, Annals of 3D Printed Medicine. Papers 2(100011), (2021).
- [12] 3D Materials Engineering ENRG Series., “Safety Data Sheet”, 3D Materials <https://www.3dmaterials.com/sub/resins.php?ptype=view&page=1&&prdco20de=2109150009> (2024).

OBTENCIÓN DE UN NUEVO MATERIAL POLIMÉRICO MEDIANTE LA ADICIÓN DE BaSO_4 PARA POSIBLE USO EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA

Diego Marcial^a, Nevai Coyotl^a, Ricardo Agustín^a, Eduardo Moreno^a, Marco Morales^b

^aFacultad de Ciencias Físico Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Pue. Puebla, dm5169875@gmail.com, hnevaih@hotmail.com, ricardo.agustin@correo.buap.mx, emoreno@fcfm.buap.mx

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

RESUMEN

Se propone el desarrollo de un material que combine resina epoxica con sulfato de bario (BaSO_4) de origen mineral, comúnmente conocido como barita, con el fin de aprovechar la barita no apta, por su grado de impurezas, para la industria petroquímica en la preparación de lodos de perforación. El material resultante tiene como objetivo principal atenuar la intensidad de la radiación emitida por fuentes de rayos X. Se obtuvieron muestras variando el porcentaje de barita utilizado en relación con la cantidad de resina epoxica. Las muestras fueron irradiadas con el objetivo de estudiar el nivel de atenuación logrado mediante distintos espesores de las muestras. Se obtuvieron valores de la capa hemirreductora, decirreductora así como del coeficiente de atenuación lineal del material para cada concentración de barita utilizado.

Palabras claves: Protección radiología, barita, resina epoxica

ABSTRACT

The development of a material, combining epoxy resin with mineral-origin barium sulfate (BaSO_4), commonly known as barite, to utilize barite that is unsuitable, due to its impurity level, for the petrochemical industry in the preparation of drilling muds. The primary goal of the resulting material is to attenuate the intensity of radiation emitted by X-ray sources. Samples were obtained by varying the percentage of barite used in relation to the amount of epoxy resin. The samples were irradiated to study the level of attenuation achieved through different thicknesses of the samples. Values for the half-value layer, tenth-value layer, and the linear attenuation coefficient of the material were obtained for each concentration of barite used.

Keywords: Radiological protection, barite, epoxy resin

1. INTRODUCCIÓN

La radiación ionizante es ampliamente utilizada en el campo de la medicina, aplicándose en diversos estudios como radiografías, tomografías o mamografías, por mencionar algunos ejemplos. Si bien estos estudios han sido fundamentales en la detección y tratamiento de diversas enfermedades, es necesario tomar precauciones rigurosas tanto en el manejo de los equipos, como en las medidas de protección radiológica aplicadas en las salas que contienen dichos equipos, esto con la finalidad de prevenir la dispersión de radiación ionizante y garantizar la seguridad de pacientes, así como del personal ocupacionalmente expuesto [1].

Teniendo esto en cuenta, se han desarrollado blindajes especializados para evitar filtraciones de radiación en salas continuas. Una de las primeras soluciones implementadas fue el uso de placas de plomo, debido a las excelentes propiedades de atenuación de radiación que ofrece este material. El plomo, con su alta densidad y número atómico, es capaz de absorber una cantidad significativa de radiación ionizante, minimizando el riesgo de exposición no deseada [2]. Sin embargo, el uso de plomo también presenta desafíos destacables, como son su elevado peso y toxicidad, lo que ha impulsado la búsqueda de materiales alternativos [3].

El concreto baritado es un tipo de concreto al que se le ha añadido un porcentaje específico de barita, un mineral rico en bario. La ventaja del concreto baritado sobre el plomo radica en su facilidad de manejo, menor toxicidad, y la capacidad de ser moldeado, permitiendo su uso en una variedad de construcciones arquitectónicas, lo cual lo convierte en un material ideal para aplicaciones en hospitales, clínicas y centros de diagnóstico para imágenes [4].

La barita se utiliza principalmente en los lodos de perforación en la industria petrolera. Estos lodos son mezclas de sólidos, líquidos y aditivos diseñados para facilitar la perforación de pozos de petróleo y gas. La abrasividad de la barita favorece la perforación eficiente del material rocoso, mejora la estabilidad del pozo y facilita la limpieza del barreno al transportar los recortes y desechos a la superficie. Sin embargo, para que la barita sea adecuada para la formulación de lodos de perforación, debe cumplir con estrictos estándares de pureza. La presencia de impurezas, como arcillas, sílice o metales pesados, puede afectar negativamente el rendimiento del lodo de perforación y la integridad del pozo. Por lo tanto, es fundamental que la barita utilizada en estas aplicaciones tenga un alto grado de pureza y esté libre de contaminantes que puedan comprometer la eficacia del proceso de perforación.[5].

En este trabajo se estudia la atenuación de la radiación ionizante alcanzada mediante placas fabricadas con diferentes concentraciones de barita para determinar la eficacia del material compuesto en aplicaciones que requieren propiedades específicas de atenuación de radiación, las muestras han sido etiquetadas como: A, B, C y D. Al analizar los resultados obtenidos, se espera establecer una correlación clara entre el espesor del material y su capacidad de atenuación. Con base en estos datos, se calculará el valor de la capa hemirreductora (CHR), así como la capa décreductora (CDR) [6].

2. TEORÍA

El cálculo del coeficiente de atenuación lineal se fundamenta en la ecuación exponencial de atenuación, la cual describe la intensidad de un haz de radiación al atravesar un material:

$$I = I_0 e^{(-\mu x)} \quad (1)$$

donde:

I_0 es la intensidad inicial de la radiación.

I es la intensidad de la radiación después de atravesar el material.

μ es el coeficiente de atenuación lineal del material.

x es el espesor del material.

La ecuación 1 es derivada de la ley de Beer-Lambert, que describe la absorción de radiación en medios homogéneos. Esta relación matemática es crucial en el estudio de la interacción entre la radiación ionizante y los materiales, pues permite cuantificar la atenuación de la radiación en función de la composición y espesor del material [7].

3. DESARROLLO EXPERIMENTAL

Una vez obtenidas las placas resultantes del proceso de mezcla y curado, estas fueron expuestas a un haz de radiación ionizante proveniente del equipo de rayos X, con una potencia de 70 kV, a una distancia de 15 cm entre la muestra y el equipo de radiación. La elección de estos parámetros se fundamenta en estudios previos que indican su eficacia en la evaluación de materiales similares [1,2]. La figura 1 ilustra la configuración experimental detallada.

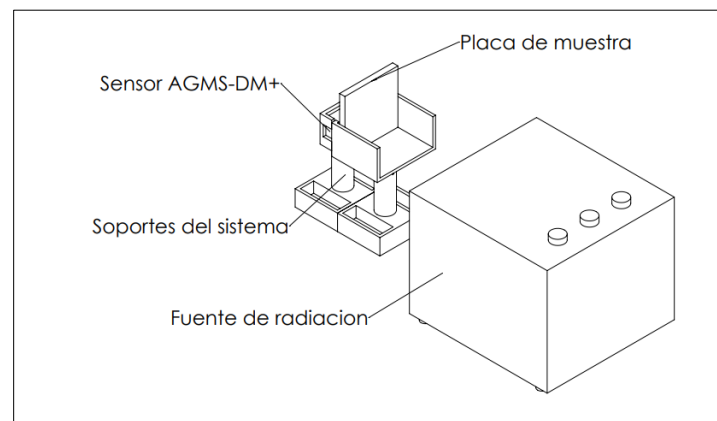


Figura 1. Esquema del montaje

Para determinar el coeficiente de atenuación lineal de las muestras estudiadas, se midió la intensidad inicial I_0 y final I de la radiación tras atravesar diferentes espesores del material x . Con estos datos experimentales, se aplicó la Ec.1 para obtener μ para cada muestra. Con el valor de μ se calcularon los valores de capa hemirreductora (CHR) y capa décireductora (CDR)

3.1 Resultados

A continuación, se muestran los valores de los coeficientes de atenuación lineal de las placas a diferentes concentraciones de barita obtenidos.

Tabla 1. Tabla de coeficiente de atenuación con 70kV

Muestra	Coefficiente de atenuación lineal (cm ⁻¹)
A	1.66
B	3.08
C	5.09
D	7.20
E	8.95
Resina epoxica sin Barita	0.26

En la tabla 2 se presentan los valores de la CHR y CDR calculados para las diferentes muestras

Tabla 2. Valores de capa (CHR) y (CDR) a 70kV

Muestra	CHR (cm)	CDR (cm)
A	0.42	1.39
B	0.23	0.75
C	0.14	0.45
D	0.10	0.32
E	0.08	0.26
Resina epoxica sin Barita	2.79	9.28

Los resultados obtenidos para el coeficiente de atenuación de las muestras A, B, C, D y E muestran un aumento significativo en comparación con la resina epoxica sin barita. Este incremento se refleja en la reducción del espesor de las capas CHR y CDR, siendo considerablemente menores en las muestras con barita que en la resina sin barita.

4. CONCLUSIONES

El estudio de la resina plástica epoxica comercial, combinada con barita ha revelado resultados prometedores en términos de atenuación de la radiación emitida por fuentes de rayos X. Estos hallazgos sugieren un potencial significativo para el uso de este material en aplicaciones de protección radiológica ofreciendo tanto una opción para el uso de la barita considerada inadecuada para la extracción en la industria del petróleo, sino que también tiene el potencial de ser una alternativa efectiva y económica para reducir la exposición a la radiación en aplicaciones médicas y de seguridad.

5. REFERENCIAS

- [1] S. C. Bushong, Manual de Radiología para Técnicos, 9rd ed., Elsevier, 2010.
- [2] FM Grupo Tec. Blindajes radiológicos [Internet]. 2024 [citado 09 de agosto de 2024]. Disponible en: <https://fmgrupotec.com/blindajes-radiologicos/>.
- [3] Poma PA. Intoxicación por plomo en humanos. *An Fac Med* [Internet]. 2008 [citado 09 de agosto de 2024];69(2):120-6. Disponible en: http://www.scielo.org.pe/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S1025-55832008000200011&lng=es&nrm=iso
- [4] Huañec-Huillca, F. F., & Fiori Chíncaro, G. A. (2020). Eficacia del concreto y la baritina como atenuadores de rayos X: Una revisión de la literatura. *Revista Científica Odontológica*, 8(1), e010. Lima.
- [5] Villegas, Raúl Rubí. "La Química de los lodos de perforación ejemplos y aplicaciones en Ciencias de la Tierra." (2018).
- [6] SECRETARÍA DE SALUD, "NORMA Oficial Mexicana NOM-229-SSA1-2002, Salud ambiental. Requisitos técnicos para las instalaciones, responsabilidades sanitarias, especificaciones técnicas para los equipos y protección radiológica en establecimientos de diagnóstico médico con rayos X," Norma Oficial Mexicana, SECRETARÍA DE SALUD, México, 2002.
- [7] Environmental Health and Safety, "Chapter 3: Radiological Protection," en Radiation Safety Short Course, Environmental Health and Safety, University of Florida, 2011.

ASMIGO

M. J. Espinoza Quintanilla^a, L. F. Piña Sandoval^a; R. Ávila Rodríguez^a; M. G. Vitales Noyola^b; D. L. Alvarado Hernández^b; E. Ávila Ruiz^c

^aUnidad Académica Multidisciplinaria Región Altiplano de la UASLP, A359650@alumnos.uaslp.mx, A261574@alumnos.uaslp.mx, raquel.avila@uaslp.mx.

^bUniversidad Autónoma De San Luis Potosí, marlen.vitales@uaslp.mx, diana.alvarado@uaslp.mx

^cHospital del Niño y la Mujer, eliavilar07@gmail.com

RESUMEN

El asma es una enfermedad crónica que causa inflamación y estrechamiento de las vías respiratorias, lo que dificulta la respiración. Los ataques pueden ser provocados por alérgenos, contaminantes y otros factores. La gestión eficaz incluye el uso de medicamentos y la monitorización de los factores desencadenantes, como la calidad del aire, lo que es precisamente ASMIGO facilitándolo con su tecnología avanzada. ASMIGO es un dispositivo innovador que monitorea en tiempo real la calidad del aire para ayudar a los pacientes con asma a gestionar su condición. Con un diseño amigable en forma de gato 3D. ASMIGO reduce la frecuencia de ataques y facilita su aceptación, especialmente entre los niños. Las pruebas piloto demostraron una reducción del 30% en la frecuencia de ataques de asma, validando su eficacia.

Palabras claves: Asma, Monitoreo de calidad del aire, Tecnología médica

ABSTRAC

Asthma is a chronic disease that causes inflammation and narrowing of the airways, making it difficult to breathe. Attacks can be triggered by allergens, pollutants, and other factors. Effective management includes the use of medication and monitoring of triggers, such as air quality, which is precisely what ASMIGO facilitates with its advanced technology. ASMIGO is an innovative device that monitors air quality in real-time to help asthma patients manage their condition. With a child-friendly design in the shape of a 3D cat, ASMIGO reduces the frequency of attacks and makes it easier to use, especially for children. Pilot tests demonstrated a 30% reduction in asthma attack frequency, validating its effectiveness.

Key words: Asthma, Air quality monitoring, Medical technology

1. INTRODUCCIÓN

En un mundo donde la calidad del aire se ha convertido en una preocupación creciente, especialmente para quienes padecen de asma y otras enfermedades respiratorias, contar con información precisa y en tiempo real sobre el ambiente circundante es crucial. Según la

Organización Mundial de la Salud (OMS), aproximadamente 339 millones de personas en todo el mundo padecen de asma, una enfermedad que puede ser agravada por la exposición a contaminantes ambientales. La capacidad de monitorear estos contaminantes de manera efectiva es fundamental para la gestión proactiva de la salud respiratoria.

Este proyecto se enfoca en desarrollar un sistema avanzado de monitoreo ambiental, utilizando una variedad de sensores de alta precisión para medir contaminantes como partículas finas (PM2.5), dióxido de carbono (CO₂), compuestos orgánicos volátiles (VOC), ozono (O₃), temperatura y humedad. Estos contaminantes son conocidos por desencadenar y exacerbar síntomas asmáticos, así como otras afecciones respiratorias.

El sistema, denominado ASMIGO, está diseñado para proporcionar a los usuarios datos en tiempo real sobre la calidad del aire, permitiéndoles tomar decisiones informadas para proteger su salud y bienestar. Mediante la integración de un microcontrolador ATmega328P y una pantalla táctil en un diseño amigable, ASMIGO no solo ofrece precisión y eficiencia en la medición de la calidad del aire, sino que también facilita su uso, especialmente entre pacientes pediátricos. Además, la capacidad del sistema para enviar alertas y notificaciones a dispositivos móviles asegura que los usuarios puedan reaccionar rápidamente a cualquier cambio adverso en su entorno.

2. TEORÍA

El asma es causada por la hinchazón o inflamación de las vías respiratorias. Un ataque de asma ocurre cuando el recubrimiento de las vías respiratorias se ha inflamado y los músculos que las rodean se estrechan. Este estrechamiento reduce la cantidad de aire que puede pasar a través de las vías respiratorias.

Los síntomas de asma pueden ser provocados por la inhalación de sustancias llamadas alérgenos o desencadenantes, o por otras causas. Los desencadenantes comunes del asma incluyen animales, ácaros del polvo, ciertos medicamentos como el ácido acetilsalicílico y otros AINE, cambios en el clima especialmente el clima frío, químicos en el aire, contaminación o en los alimentos, actividad física, moho, polen, infecciones respiratorias como el resfriado común y otros virus, emociones fuertes y tabaco u otros inhalantes que se fuman [1].

Alrededor de 1 de cada 13 personas en los Estados Unidos tiene asma. Afecta a personas de todas las edades y, con frecuencia, comienza durante la niñez[5]. El asma es una de las patologías crónicas más frecuentes, con aumento de la prevalencia en las últimas décadas. Según la ubicación geográfica varía entre el 1% y el 18% de la población. El estudio ISAAC (International Study of Asthma and Allergies in Childhood) reportó que la prevalencia de asma en América Latina se incrementa en un 0.32% por año (16.5 a 18.8%) en adolescentes y un 0.07% por año (19.9% a 21.4%) en escolares de menor edad. Según estudios extranjeros el asma severa afectaría el 5 a 10% de la población total de pacientes asmáticos, sin embargo, representa la mayor carga sanitaria por esta enfermedad [2].

Algunas personas pueden experimentar dificultad prolongada para respirar, con episodios de aumento de la falta de aliento, mientras que las sibilancias o la tos pueden ser el síntoma principal. Los ataques de asma pueden durar desde minutos hasta días [5].

El asma puede ser episódica, ya sea ocasional o frecuente, o persistente, siendo esta última al menos moderada o grave en niños. La enfermedad puede variar con el tiempo y las estaciones, complicando su clasificación. Para clasificar el asma, se consideran la gravedad de los síntomas, los factores desencadenantes y su control. La clasificación se realiza sin medicación, ya que la cantidad necesaria para mantener al niño sin síntomas refleja mejor la gravedad del asma que los síntomas por sí solos. Esta clasificación es fundamental para establecer un tratamiento inicial que se ajustará según sea necesario para mantener el asma controlada [6].

Estudios recientes han demostrado que el asma no se diagnostica tan a menudo como se debería, especialmente en las edades extremas de la vida, donde con frecuencia se le denomina bronquitis espástica o bronquitis crónica. En seguimiento a niños asmáticos durante 20 años plantea que la atopia en familiares de primer grado empeora el pronóstico tanto al inicio como a largo plazo. La tendencia a desarrollar alergia puede ser heredada, pero los factores que rodean al hombre son más importantes para desencadenar el asma [4].

Medicamentos para el asma

Existen dos clases principales de medicamentos para el tratamiento del asma los medicamentos de control ayudan a prevenir ataques de asma y deben tomarse todos los días, incluso cuando no se sienta mal. Estos medicamentos, que incluyen esteroides y betaagonistas de acción prolongada, pueden ser inhalados o tomados por vía oral y los medicamentos de alivio rápido o de rescate, estos se utilizan durante los ataques de asma o justo antes de la actividad física para prevenir síntomas. Incluyen broncodilatadores de acción corta (inhaladores) y corticoesteroides orales para ataques graves. Es importante informar a su proveedor si utiliza estos medicamentos dos veces por semana o más, ya que puede ser necesario ajustar el tratamiento de control del asma [1].

Objetivos del tratamiento.

Los objetivos del tratamiento del asma son controlar la inflamación de las vías respiratorias, limitar la exposición a sustancias que puedan desencadenar los síntomas, y ayudar a realizar actividades normales sin tener síntomas de asma. Es importante que el paciente y su proveedor colaboren en equipo para manejar los síntomas de asma. Esto incluye seguir las instrucciones sobre la toma de medicamentos, eliminar los desencadenantes del asma y vigilar los síntomas [1].

Cura y prevención.

Actualmente no existe una cura para el asma, aunque los síntomas pueden disminuir con el tiempo. La mayoría de las personas con asma pueden llevar una vida normal con cuidados personales y tratamiento médico adecuado. Para prevenir los síntomas de asma, es útil evitar

los desencadenantes y sustancias que irritan las vías respiratorias. Se recomienda cubrir las camas con fundas a prueba de alergias, quitar los tapetes de las habitaciones, usar detergentes y materiales de limpieza sin fragancia, mantener los niveles de humedad bajos y arreglar las fugas para reducir el moho. Además, mantener la casa limpia y conservar los alimentos en recipientes ayudará a reducir la probabilidad de cucarachas, que pueden desencadenar ataques de asma en algunas personas [1].

3. PARTE EXPERIMENTAL

El proyecto se centra en la monitorización de la calidad del aire, específicamente en factores que influyen en la exacerbación del asma. Inicialmente, se seleccionaron sensores adecuados para medir partículas finas (PM2.5), dióxido de carbono (CO₂), compuestos orgánicos volátiles (VOC), ozono (O₃), temperatura y humedad, debido a su relevancia en la calidad del aire y su impacto en la salud respiratoria. La elección de estos sensores se basó en su precisión, estabilidad y capacidad para detectar niveles bajos de contaminantes.

Para el procesamiento y control del sistema, se eligió el microcontrolador ATmega328P, conocido por su tamaño compacto, eficiencia energética y capacidad de procesamiento adecuada para manejar múltiples entradas de sensores simultáneamente. Tras la selección de los componentes, se llevaron a cabo pruebas preliminares para asegurar su correcto funcionamiento y compatibilidad. Estas pruebas incluyeron la calibración de los sensores y la verificación de la precisión de sus mediciones en diversas condiciones ambientales.

Una vez validados los componentes individuales, se procedió al diseño de una placa de circuito impreso (PCB) que integrara todos los elementos de manera eficiente. El diseño del PCB fue optimizado para minimizar el ruido eléctrico y maximizar la precisión de las lecturas de los sensores. Paralelamente, se desarrolló un modelo en 3D del dispositivo con forma de gato, pensado para ser amigable con los pacientes pediátricos. Este diseño no solo tiene una estética atractiva, sino que también desmitifica la creencia de que los gatos, por su pelaje, son causantes de asma, presentando en su lugar una “mascota virtual” que protege contra esta condición. La Placa de Circuito y el Diseño 3D del Sistema ASMIGO se presentan en la Figura 1.

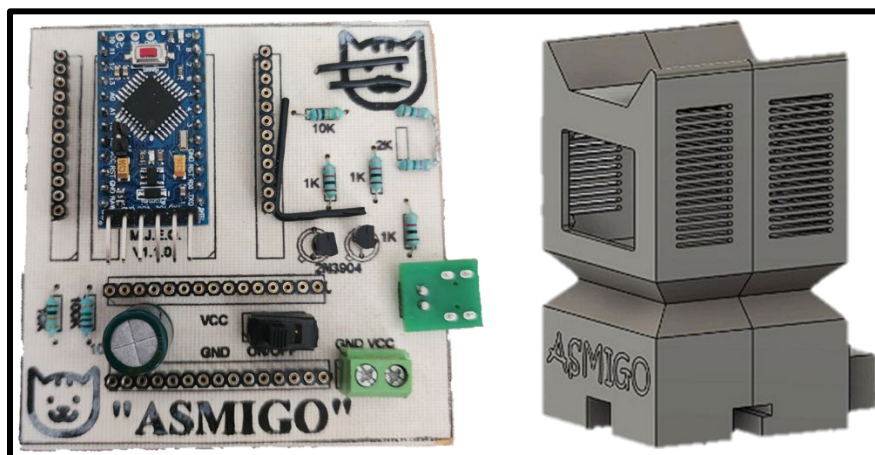


Figura 1. Placa de Circuito y Diseño 3D del Sistema ASMIGO

La carcasa del dispositivo fue impresa utilizando una impresora 3D de alta resolución para asegurar un acabado preciso y duradero. Durante el ensamblaje final, se integraron los sensores y la pantalla táctil en la carcasa impresa. La pantalla táctil sirve como interfaz para mostrar los datos recopilados, facilitando la interpretación de la información por parte de los usuarios. El microcontrolador ATmega328P fue programado para procesar los datos de los sensores y transmitirlos a una aplicación móvil mediante un módulo de comunicación inalámbrica, permitiendo a los padres y tutores monitorear la calidad del aire en tiempo real y tomar medidas preventivas.

Además, se desarrolló una interfaz de usuario intuitiva para la pantalla táctil del dispositivo, como se muestra en la figura 2, que incluye alarmas visuales para alertar sobre niveles críticos de contaminantes. Estas alarmas se activan cuando las concentraciones de PM2.5, CO₂, COV u ozono superan los umbrales establecidos por las normativas de salud pública. Esta funcionalidad garantiza una respuesta rápida ante condiciones ambientales adversas, mejorando la gestión proactiva del asma.



Figura 2: ASMIGO Monitoreando en Tiempo Real

El dispositivo ASMIGO proporciona una herramienta efectiva y accesible para la monitorización de factores ambientales que pueden agravar el asma, contribuyendo significativamente a la prevención y manejo de esta condición.

3.1 Resultados

Se realizaron pruebas a diferentes pacientes con asma, quienes participaron tras firmar cartas de consentimiento informado y recibir una explicación detallada sobre el funcionamiento del equipo. Las pruebas realizadas con pacientes pediátricos contaron con el consentimiento de sus padres o tutores. Estas pruebas permitieron corregir algunos errores presentes en la aplicación. Los testimonios de los pacientes indicaron que se sintieron muy bien al utilizar el sistema de monitoreo, ya que les proporcionó mayor seguridad y confianza al conocer los datos ambientales de su entorno. Además, destacaron que el diseño en 3D del gato es muy amigable para tener en casa y muy llamativo.

Los tutores de los pacientes pediátricos informaron que, al utilizar el dispositivo, pudieron tomar precauciones para prevenir ataques de asma, como abrir una ventana o limpiar el polvo del entorno. Durante el periodo de uso, se destacaron dos casos.

El primer caso corresponde a un joven mayor de 18 años que utilizaba el dispositivo en su vida cotidiana, como se muestra en las figuras 3. Este joven reportó una reducción del 30% en sus ataques de asma, demostrando la viabilidad y eficacia del dispositivo. Además, relató que una noche se despertó sintiéndose mal y, al revisar los datos proporcionados por ASMIGO, observó un aumento en los niveles de humedad, lo cual iba a desencadenar un ataque de asma, pero pudo prevenirlo gracias a esta información.

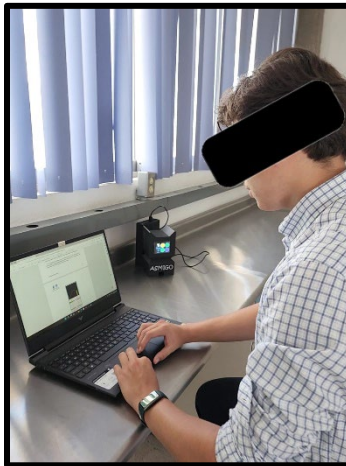


Figura 3. Joven adulto utilizando ASMIGO en su vida cotidiana

El segundo caso corresponde a un paciente pediátrico de 2 años, quien amó el diseño del proyecto ASMIGO. Sus padres mencionaron que tener información tan precisa es de vital importancia para ellos, ya que pueden prevenir futuros ataques de asma y tomar decisiones más acertadas. Gracias al sistema ASMIGO, el paciente está feliz y contento, a la par que protegido y con su entorno monitorizado. En la figura 4 se observa al paciente con el sistema ASMIGO.



Figura 4. Paciente pediátrico con el sistema ASMIGO

4. CONCLUSIONES

El proyecto ASMIGO ha demostrado ser una solución efectiva y amigable para la monitorización de la calidad del aire, ofreciendo un apoyo crucial a los pacientes con asma. Las pruebas piloto realizadas validan su eficacia, evidenciada por la reducción del 30% en la frecuencia de ataques de asma entre los usuarios. La integración de sensores avanzados y un microcontrolador ATmega328P permite la recopilación precisa de datos ambientales en tiempo real, que se presentan de manera accesible a través de una pantalla táctil y una aplicación móvil. El diseño del dispositivo, especialmente adaptado para pacientes pediátricos con su forma de gato 3D, no solo facilita su aceptación, sino que también contribuye a la humanización de la tecnología médica. Los casos de estudio muestran cómo ASMIGO ha mejorado la calidad de vida de sus usuarios, permitiéndoles tomar decisiones informadas para prevenir ataques de asma y gestionar su salud de manera proactiva.

ASMIGO no solo se destaca por su precisión y funcionalidad, sino también por su diseño intuitivo y amigable, lo que lo convierte en una herramienta valiosa tanto para pacientes pediátricos como adultos. Este proyecto representa un avance significativo en la gestión del asma, ya que se obtuvo un 30% de reducción de crisis asmática, combinando tecnología de punta con un enfoque centrado en el usuario, y tiene el potencial de mejorar significativamente la calidad de vida de las personas que padecen esta condición.

5. REFERENCIAS

- [1] Denis Hadjiliadis, David C. Dugdale, Brenda Conaway, et al., «Asma: MedlinePlus enciclopedia médica», MedlinePlus, National Institutes of Health, Estados Unidos, 2023. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000141.htm> (MedlinePlus).
- [2] Barría P. P., Holguin F. F., Wenzel S. S., «Asma severa en adultos: Enfoque diagnóstico y tratamiento / Severe Asthma in Adults: Diagnosis and Treatment Approach», Revista Médica Clínica Las Condes, Volumen 26, Número 3, Chile, Mayo 2015, pp. 267-275. Disponible en: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0716864015000619>
- [3] Scherer J. S., Thompson E. G., Bakris G. L., et al., «Asma - Síntomas y causas», Mayo Clinic, www.mayoclinic.org, USA, 2024. Disponible en: <https://www.mayoclinic.org/es/diseasesconditions/asthma/symptoms-causes/syc-20369653>.
- [4] De la Vega Pazitková T., Pérez Martínez V. T., Bezos Martínez L., «Factores de riesgo de asma bronquial en niños y su relación con la severidad de las manifestaciones clínicas», Revista Cubana de Medicina General Integral, Volumen 26, Número 2, Ciudad de La Habana, 2010, pp. 20-29. Disponible en: http://scielo.sld.cu/scielo.php?pid=S0864-21252010000200002&script=sci_arttext&tlng=en
- [5] Lori Agin, Ericka Arrington, et al., «Asma», National Heart, Lung, and Blood Institute (NHLBI), Estados Unidos, 2024. Disponible en: <https://www.nhlbi.nih.gov/es/salud/asma> (NHLBI, NIH).

- [6] García de la Rubia S., Pérez Sánchez S., «Asma: concepto, fisiopatología, diagnóstico y clasificación», *Pediatría Integral* Volumen 2, Número 2, España, Año Marzo 2016, pp. X-XX. Disponible en: https://www.pediatriaintegral.es/wp-content/uploads/2016/04/Pediatria-Integral-XX2_WEB.pdf#page=8

CARACTERIZACIÓN MOLECULAR DE SUERO SANGUÍNEO MEDIANTE ESPECTROSCOPIA RAMAN Y ANÁLISIS INTEGRADO DE DATOS CLÍNICOS EN PACIENTES CON ENFERMEDADES RENALES, SERIE DE CASOS

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

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

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

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

marlen.vitales@uaslp.mx

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

diana.alvarado@uaslp.mx

RESUMEN

Este proyecto se presenta como continuidad del trabajo “Identificación de posibles biomarcadores de enfermedades renales en suero sanguíneo mediante espectroscopía Raman”, publicado en esta misma revista en el volumen 5 del año 2023.

En esta ocasión, se adicionan datos clínicos y demográficos de diez pacientes con Enfermedad Renal Crónica (ERC), además, en la caracterización de los espectros obtenidos con espectroscopía Raman de las muestras de suero sanguíneo, se identifican biomarcadores como creatinina, urea y albumina. El análisis de resultados desarrolla la correlación de los datos clínicos con los perfiles espectrales, demostrando que la espectroscopía Raman puede ser un método diagnóstico de patologías renales.

Palabras claves: Espectroscopía Raman, suero sanguíneo, patologías renales

ABSTRAC

This project serves as a continuation of the work "Identification of Potential Biomarkers for Kidney Diseases in Blood Serum Using Raman Spectroscopy," published in this journal in Volume 5 of 2023.

In this study, clinical and demographic data from ten patients with Chronic Kidney Disease (CKD) are added. Additionally, in the characterization of Raman spectroscopy spectra from blood serum samples, biomarkers such as creatinine, urea, and albumin are identified. The

analysis of the results develops the correlation between clinical data and spectral profiles, demonstrating that Raman spectroscopy can be a diagnostic method for kidney pathologies.

Key words: Raman spectroscopy, blood serum, kidney pathologies

1. INTRODUCCIÓN

Las enfermedades renales son afecciones en las cuales los riñones dejan de cumplir con sus funciones primordiales, si bien existen diversos métodos de detección de estas patologías, se pueden implementar técnicas ópticas en este proceso, como lo es la espectroscopía Raman, técnica analítica utilizada para analizar la estructura molecular de materiales, la relevancia de esta investigación reside en la necesidad imperante de métodos diagnósticos precisos para nefropatologías.

Este estudio se enfoca en la aplicación de la espectroscopía Raman en el análisis del suero sanguíneo, enmarcando la convergencia de la ingeniería y ciencias de la salud, centrándose en la aplicación de la espectroscopía Raman para analizar el suero sanguíneo de tres donadores sanos y diez pacientes con patologías renales. La espectroscopía Raman, como herramienta analítica, presenta oportunidades innovadoras para proporcionar una visión detallada de la composición molecular en tiempo real, evaluando la presencia y concentración de moléculas específicas, como aminoácidos, proteínas, lípidos y carbohidratos.

El objetivo principal es realizar una comparación sistemática de los perfiles espectrales de suero sanguíneo de pacientes con Enfermedad Renal Crónica (ERC) y donadores sanos, con el fin de identificar similitudes y diferencias, presentando una caracterización molecular de biomarcadores como creatinina, urea y albumina. Además, se adicionan datos clínicos y demográficos de los pacientes, pudiendo ser relevantes en las variaciones espectrales.

2. TEORÍA

La Enfermedad Renal Crónica (ERC), anteriormente conocida como Insuficiencia Renal Crónica (IRC), es la incapacidad progresiva e irreversible del riñón para mantener sus funciones normales por lo menos durante tres meses, pueden observarse alteraciones funcionales o estructurales y deterioro o no del filtrado glomerular; se diferencia de la Insuficiencia Renal Aguda (IRA), por el tiempo de instalación, el cual es lento y progresivo (crónico), a diferencia de la forma aguda que se presenta en forma abrupta [1].

La Enfermedad Renal Crónica (ERC) afecta a una proporción considerable de la población mexicana. Factores como la diabetes, la hipertensión y la obesidad contribuyen al aumento de los casos de enfermedad renal en el país. Además, la falta de acceso a servicios médicos adecuados y la falta de conciencia sobre la importancia de la detección temprana agravan aún más la situación [2].

La espectroscopía Raman es una técnica empleada para el análisis cuantitativo de prácticamente cualquier material ya sea orgánico o inorgánico [3], proporciona en pocos

segunda información química y estructural de casi cualquier compuesto, permitiendo así, su identificación. El análisis mediante espectroscopía Raman se basa en la incidencia de un haz de luz monocromático, donde una pequeña porción de la luz es dispersada inelásticamente, experimentando ligeros cambios de frecuencia que son característicos del material. La frecuencia obtenida se grafica y caracteriza, obteniendo así los grupos funcionales principales y su intensidad espectral [4]

La espectroscopía Raman ha tenido un gran crecimiento en diversas áreas de investigación, esto se debe a su gran versatilidad, su sencillez en la preparación de las muestras y la gran cantidad de información química que brinda.

En la biomedicina esta técnica toma relevancia por su capacidad para estudiar la composición química in vivo (en el cuerpo vivo o en tiempo real) e in-vitro (sobre tejido removido del cuerpo a manera de biopsias) de tejido biológico de forma no destructiva es una cualidad valiosa para cualquier enfoque de diagnóstico analítico. La combinación de mediciones no destructivas, sin contacto y la capacidad para proporcionar discriminación espacial hace a la espectroscopía Raman una herramienta poderosa para la investigación biomédica y el diagnóstico [5].

Al aplicar la espectroscopía Raman al suero sanguíneo, es posible identificar y cuantificar biomarcadores y cambios metabólicos asociados con enfermedades renales. Por ejemplo, se ha demostrado que la concentración de ácido siálico en el suero sanguíneo puede variar en grupos control, pacientes con gingivitis y pacientes que padecen periodontitis [6]. Además, la espectroscopía Raman amplificada de superficie (SERS) puede ser utilizada para caracterizar y obtener información sobre los grupos funcionales activos en el suero sanguíneo para detectar enfermedades renales [7].

3. PARTE EXPERIMENTAL

El estudio metodológico implementado es de tipo observacional analítico con un enfoque comparativo. Este diseño permite analizar y presentar los espectros de suero sanguíneo de pacientes con ERC y donadores sanos para determinar diferencias y similitudes tanto cualitativas como cuantitativas.

Las muestras de suero sanguíneo de los pacientes seleccionados (Figura 1) fueron obtenidas y transportadas por una de las asesoras del estudio.



Figura 1. Muestras de pacientes con ERC

Las muestras se recolectaron en un hospital no especificado y se mantuvieron congeladas hasta el respectivo análisis espectroscópico en Raman. Se aseguró que los pacientes firmaran un consentimiento informado para realizar la recolección de muestras. A continuación, en la Tabla 1 se presenta una base de datos clínicos y demográficos de los pacientes.

Tala 1. Base de datos clínicos

Características clínicas y demográficas	Pacientes n=10
Género (%)	
Femenino	40
Masculino	60
Edad (años)	28.5±13.8
Tipo sanguíneo (%)	
A Rh (+)	30
O Rh (+)	50
B Rh (+)	10
AB Rh (+)	0
A Rh (-)	0
O Rh (-)	10
B Rh (-)	0
AB Rh (-)	0
Insuficiencia renal crónica (%)	80
Insuficiencia renal congénita (%)	20
Tiempo de evolución (años)	7.2±6.2
Función renal (%)	8.0±5.05
Comorbilidades (%)	
Hipertensión arterial	80
Diabetes mellitus	0
Lupus eritematoso generalizado	10
Enfermedades biliares	10
Meningocele	10
Vejiga neurogénica	10
Alergias (%)	50
Alimentos	0
Medicamentos	40
Animales, picaduras, etc	10
Trasplantes previos (%)	20
Hemodiálisis y/o diálisis peritoneal	80

Para asegurar la fiabilidad y validez del estudio, se seleccionaron tres donadores sanos. La recolección de muestras de suero sanguíneo de los donadores sanos (Figura 2) se realizó en la Unidad Académica Multidisciplinaria Región Altiplano de la UASLP bajo la supervisión de una de las asesoras del estudio. Se aseguró que cumplieran con salud general buena y que no presentaran enfermedades crónicas, además, se les solicitó firmar el consentimiento informado.

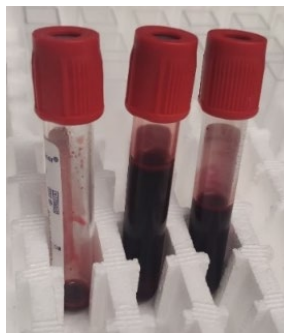


Figura 2. Muestras donadores sanos

El suero de pacientes y donadores se transfirió a viales de vidrio estériles y se utilizó un espectrómetro Raman de alta resolución marca Ocean Optics modelo QE65000 con una potencia de 499 mW y una luz láser de 785 nm (Figura 3), los espectros se registraron en un rango de desplazamiento Raman de 200 a 1700 cm^{-1} .

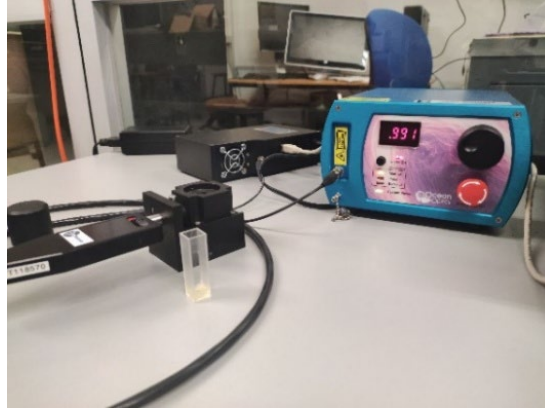
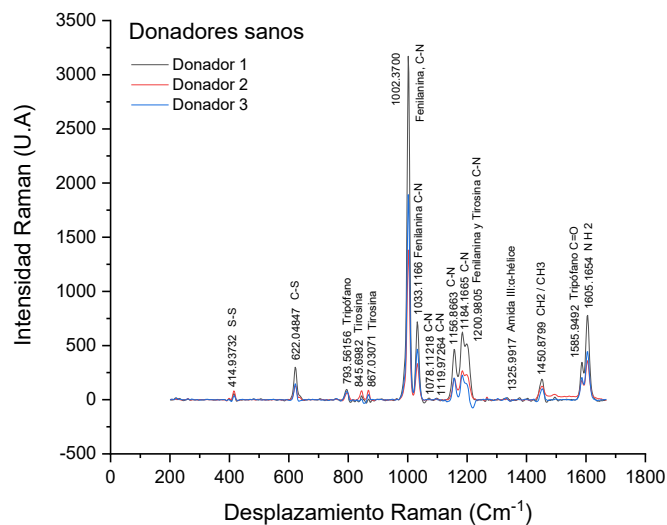


Figura 3. Arreglo experimental para mediciones con espectroscopia Raman

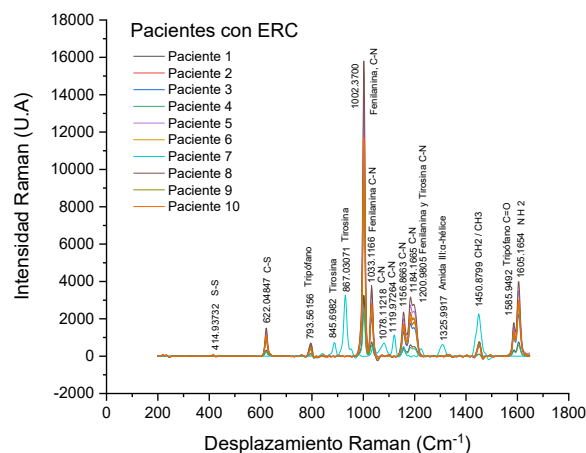
El procesamiento de datos se desarrolló mediante el software Origin 2018, aplicando la eliminación de ruido, corrección de línea base y normalización para permitir comparaciones entre diferentes muestras.

3.1 Resultados

En la caracterización de los espectros obtenidos se asignaron los picos con biomoléculas y enlaces específicos, facilitando la comprensión de datos en la interpretación de los espectros. Además, se compararon los espectros obtenidos en Raman, logrando visualizar las diferencias y similitudes entre los tres donadores sanos y los diez pacientes con ERC (Figura 4).



a)



b)

Figura 4. Espectros obtenidos a) Donadores, b) Pacientes con ERC

La asignación de cada pico se realizó a partir de la estructura química de los biomarcadores (Figura 5).

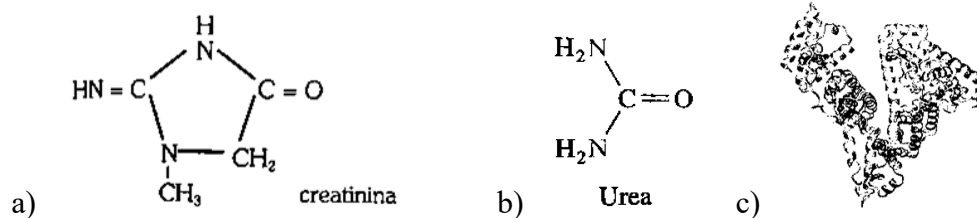


Figura 5. Estructuras químicas de a) Creatinina, b) Urea c) Albumina

En el caso de la albumina al tener una estructura compleja se realizó a partir de la asignación típica vibracional empleada para interpretar el espectro Raman de una proteína mostrada en la Tabla 2.

Tala 2: Caracterización general de proteínas
(J. Thomas, et al, 1999. Krafft, et al, 2010. De Gelder, et al, 2007 y Lakomkin, et al, 2019)

Aminoácidos aromáticos de cadenas laterales	Fenilalanina: 621, 1003, 1031 y 1208 cm^{-1} Triptófano: 759, 1011, 1340-1360 y 1555 cm^{-1} Tirosina: 643, 829, 853 y 1200 cm^{-1}
Grupos S-S (enlaces disulfuro)	510, 525, 540 cm^{-1}
Grupos C- α	939 cm^{-1}
Grupos CH ₂ /CH ₃ de aminoácidos alifáticos	1340 – 1449 cm^{-1}
Grupos Amidas	Amida I: α -hélice 1645 – 1660 cm^{-1} , β -hoja 1665- 1680 cm^{-1} Amida III: α -hélice 1310 – 1260 cm^{-1} , β -hoja 1240 – 1225 cm^{-1}
Grupo sulfhídrico -SH	2570 – 2580 cm^{-1}
Enlace C-S	630, 670, 700 y 720 cm^{-1}

3.1 Análisis de Resultados

Los resultados obtenidos revelan cambios significativos en la intensidad de la composición molecular de las muestras biológicas, la espectroscopía Raman permitió la detección de biomoléculas clave para el monitoreo y diagnóstico de la ERC. Se observaron picos

espectrales que corresponden a la presencia de creatinina en el suero sanguíneo, sugiriendo una acumulación de este metabolito debido a la disminución de la función renal. La presencia alta de urea corrobora la incapacidad del riñón para eliminar este compuesto de manera efectiva y la caracterización de la albúmina mostró una disminución en los pacientes con ERC, reflejando posiblemente la pérdida de esta proteína a través de la orina, un síntoma común en la progresión de la enfermedad renal.

En la comparación de los perfiles espectrales entre los donadores sanos y los pacientes con ERC, se observó que en las muestras de suero sanguíneo de pacientes, ciertos picos asociados con compuestos específicos, como la creatinina y la urea, tenían mayor intensidad, además algunos picos espectrales experimentaron desplazamientos en los pacientes con ERC en comparación con los donadores sanos, lo que puede ser indicativo de cambios en la conformación molecular o interacciones intermoleculares alteradas por la enfermedad.

Los datos clínicos y demográficos de los pacientes, como la edad, el género, y la presencia de comorbilidades, mostraron correlaciones con las variaciones espectrales observadas. Por ejemplo, se encontró que los pacientes con mayores tiempos de evolución de la ERC presentaban espectros con más alteraciones, lo que puede sugerir que la progresión de la enfermedad impacta de manera acumulativa en el perfil molecular del suero.

4. CONCLUSIONES

La metodología utilizada permitió obtener datos espectrales detallados y correlacionarlos con la información clínica de los pacientes. Además, la variación en las intensidades de los espectros indica la posible existencia de rangos de intensidad que podrían ser considerados para determinar la salud de una persona.

El análisis comparativo realizado demuestra las similitudes y diferencias entre los espectros, lo que sugiere que la espectroscopía Raman tiene un potencial notable como método de diagnóstico de enfermedades renales. Los resultados de este estudio tienen una relevancia significativa en el campo de la nefrología y la espectroscopía. La capacidad de utilizar la espectroscopía Raman para monitorear la progresión de la ERC y la efectividad de los tratamientos abre nuevas vías para el manejo clínico de la enfermedad.

Como perspectivas de investigación futura, se pretende llevar a cabo mediciones utilizando suero sanguíneo estándar para respaldar plenamente la hipótesis y poder establecer la espectroscopía Raman como un método de diagnóstico de uso fácil y confiable.

5. REFERENCIAS

- [1]. Méndez, A., Rivera, G. Nefrología para enfermeros. Editorial El Manual Moderno (2014).
- [2]. Instituto Nacional de Estadística y Geografía (INEGI), "Encuesta Nacional de Salud y Nutrición de Medio Camino 2016," (2016).

- [3]. Gutiérrez Cano, V., & Otero Márquez, J. Espectroscopía Raman: Fundamento y aplicaciones. Trabajo de la asignatura “Caracterización de nuevos materiales”, Master en Nuevos Materiales (2014).
- [4]. Rosanna, Capítulo 1: Fundamentos de Espectroscopía Raman (2024). <https://www.tesisenred.net/bitstream/handle/10803/6887/03Rpp03de11.pdf>
- [5]. Castro Ramos, J., Villanueva Luna, A. E., & Ortiz Lima, C. M. Espectroscopía Raman y sus aplicaciones. *Óptica Pura y Aplicada*, 46(1), 83-95. (2013). DOI: <http://dx.doi.org/10.7149/OPA.46.1.83>
- [6]. Hernández Cedillo, A. Estudio del ácido siálico en saliva como biomarcador clínico para la implementación de una herramienta adicional en el tamizaje de cáncer cervicouterino, lesiones precancerosas y enfermedad periodontal, Master's thesis, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Facultad de Ciencias, CIACYT-UASLP (2019).
- [7]. Mendoza Sánchez, A. N. Estudio de las propiedades ópticas y dosimétricas del nano conjugado ^{99m}Tc -EDDA/HYNIC-GGC-AUNP-BOMBESINA por efecto del tamaño de nana partícula (Tesis de maestría en ciencias con especialidad en física médica). Instituto Nacional de Investigaciones Nucleares, Facultad de Medicina, Toluca, México (2011). <https://www.osti.gov/etdeweb/servlets/purl/21471615>
- [8]. Espinoza Quintanilla, V. M., Ávila Rodríguez, R., Vitales Noyola, M., Alvarado Hernández, D. L. Identificación de posibles biomarcadores de enfermedades renales en suero sanguíneo mediante espectroscopía Raman. *ACONTACS* (2023). https://www-optica.inaoep.mx/~tecnologia_salud/acontacs/articulos/2023/MyT2023-032-Identificacion_de_posibles_biomarcadores_de_enfermedades_renales_en_suero_sanguineo_mediante_espectroscopia_raman.php

SIMULACIÓN MOLECULAR DE UN METAL-ORGÁNICO A BASE DE SE6/5-FLOUROAURACILO CON POTENCIAL APLICACIÓN PARA CÁNCER HEPÁTICO

L.I. Solano-González ^a, R. Agustín Serrano ^b, J. I. Rodríguez-Mora ^c, B. Zenteno Mateo ^c, M.A. Morales ^a

^a Facultad de Ingeniería Química, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, Pue. México

levi.solano@alumno.buap.mx, marco.morales@correo.buap.mx

^b Laboratorio de impresión 3D de la FCFM, Facultad de Físico Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, Pue. México.

ricardo.agustin@correo.buap.mx

^c Laboratorio de investigación de alta tecnología y desarrollo de prototipos y patentes, Facultad de Ingeniería, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, Pue. México. isrrael.rodriguez@correo.buap.mx, benito.zenteno@correo.buap.mx

RESUMEN

Los Materiales Metal-Orgánicos son estructuras cristalinas porosas con diversas aplicaciones, como el almacenamiento de fármacos y catalizadores para reacciones químicas. En nuestra investigación, diseñamos un MOF basado en el 5-fluoracilo (5-flu), usado en el tratamiento de cáncer, y el Selenio 6 (6-Se), un alótropo esencial para la función celular. La combinación de 5-flu y 6-Se puede producir cristales moleculares con propiedades únicas, integrando química orgánica e inorgánica. El 5-flu facilita la formación de puentes de hidrógeno, mejorando la unión entre los cristales de 6-Se. Utilizamos Gaussian 9, para optimizar las geometrías moleculares y estudiar sus propiedades electrónicas y adsorción mediante la Teoría de Funcionales de la Densidad.

Palabras Clave: DFT, métodos computacionales, química cuántica

ABSTRACT

Metal-Organic Materials are porous crystalline structures with various applications, such as the storage of drugs and catalysts for chemical reactions. In our research, we designed a MOF based on 5-fluoracil (5-flu), used in cancer treatment, and Selenium 6 (6-Se), an allotrope essential for cellular function. The combination of 5-flu and 6-Se can produce molecular crystals with unique properties, integrating organic and inorganic chemistry. 5-Flu facilitates the formation of hydrogen bonds, improving the bond between 6-Se crystals. We use Gaussian 9 to optimize the molecular geometries and study their electronic properties and adsorption through Density Functional Theory.

Keywords: DFT, computational method, quantum chemistry

1. INTRODUCCIÓN

La necesidad de encontrar materiales que pudiesen ser modificados en su topología geométrica, estructura cristalina, tamaños de poros y sus constituyentes mismos, da origen a los materiales de estructura metal-orgánica (Metal Organic Frameworks o MOF por sus siglas en inglés) [citar]. Son materiales híbridos a base de compuestos orgánicos e inorgánicos que están principalmente formadas de estas dos partes [1]. Los ligandos puente o enlazados (bringing linkers/ligands) son el constituyente orgánico como ácidos carboxílicos, enzimas, aniones, sales, compuestos heterocíclicos o polímeros a los que se les conoce como unidades de construcción secundaria (Secondary Building Units ó SBU). La parte metálica puede ser cualquier ion o compuesto metálico, la cual es la unidad de construcción primaria (Primary Building Units PBU) y es atraída por los grupos funcionales, posiciones lábiles o vacantes dispuestas como puntos de red [2]. El ligando responde al ion metálico por medio de una posición lábil o vacante. Por lo que poseen propiedades únicas que son de interés para áreas como la adsorción química, absorción de gases, catálisis y liberación de fármacos [3]. En cuanto a la liberación de fármacos, los MOFs son de utilidad debido a varias diversidades químicas y estructurales, una capacidad de carga excesiva y su capacidad de degradación [4]. En los diversos MOFs que existen, se encuentran los MOF de coordinación porosos (un tipo de polímero de coordinación poroso o PCP). Estos, generalmente están constituidos por un compuesto heterocíclico o un polímero y un metal de transición.

En esta investigación, se hace la propuesta de un tipo de MOF basado en un metaloide con uno de los alótropos del selenio, el 6-selenuro (6-Se) será utilizado como PBU y el 5-fluoroacilo compuesto heterocíclico aromático (5-flu), será utilizado como SBU. Estos materiales organo-metálicos, poseen un efecto sinérgico que potencia sus propiedades para el tratamiento de cáncer. El Selenio (Se) posee propiedades biocompatibles como: anticancerígeno y quimiopreventivo, además de ser uno de los oligoelementos esenciales para los procesos redox de las células y estar presente en más de 21 aminoácidos, proteínas, enzimas dependientes del Se como las Tiorredoxina reductasa T1-T3 [5]. Por su parte, el 5-flu es un agente antineoplásico y específicamente un compuesto orgánico análogo de la pirimidina (linker) que se utiliza en quimioterapia [6]. Se utiliza principalmente en el tratamiento de varios tipos de cáncer, así como pertenece a la clase de los antimetabolitos y actúa interfiriendo con la síntesis de ADN y ARN en las células, lo que inhibe su crecimiento y proliferación celular [7]. En un estudio realizado por Liu et. al. proponen un sistema nanométrico de liberación de fármacos anticariógenos a base de SeNP's/5-flu. Demostraron la eficiencia y efecto sinérgico del sistema en estudios de citotoxicidad sobre células A375 (células cancerígenas epiteliales) en el proceso de apoptosis de estas [8]. Los MOF compuestos de nanopartículas tienen varias diversidades químicas y estructurales, una capacidad de carga excesiva y una alta degradabilidad; Por lo tanto, son beneficiosos como nanomedicinas tradicionales.

Enfocamos este estudio mediante simulación molecular por métodos AB INITIO utilizando Gaussian para realizar cálculos bajo la Teoría de Funcionales de la Densidad (Density Functional Theory ó DFT), como una nueva propuesta de metodología para la predicción de MOFs a base de 6-Se/5-flu. Diseñando y optimizando las geometrías moleculares y

realizando los cálculos de los descriptores moleculares, los cuales nos proporcionan información importante sobre las energías de formación y cohesión con la finalidad de evaluar la viabilidad de la formación de 6-Se/5-flu. Así mismo, se investiga la estructura molecular de este tipo de MOFs que son capaces de transportar fármacos, sino también tiene una superficie bio-activa que al desintegrarse puede ser metabolizada por el cuerpo humano.

2.- METODOLOGÍA

Para la construcción de los modelos, se consideraron el estado basal del Se₆ y la 5-fluorouracilo (5-flu), como se muestra en la figura 1.

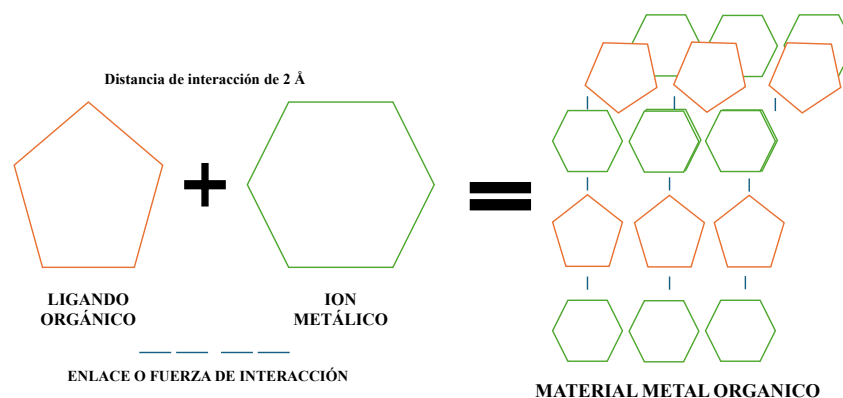


Figura 1. Construcción de modelos moleculares para simulación de los MOFs a base de 6-Se/5-flu

Las simulaciones se realizaron con GaussView 6.0.16 y Gaussian en su versión 9. En los cálculos por DFT, se usó el funcional B3LYP con la base 6-31G, validando parámetros de ángulos y longitudes de enlace. Se hicieron cálculos de optimización de geometrías moleculares y se calcularon frecuencias a 298.15 K para asegurar que las geometrías optimizadas representaran mínimos verdaderos, sin frecuencias imaginarias. Se calcularon niveles de energía de los orbitales moleculares HOMO y LUMO en el vacío.

Se construyeron los modelos del 6-Se y 5-flu con sus moléculas primarias hasta formar cúmulos de moléculas o clusters de los mismos. El modelo 1 estaba basado en una relación de 1:2, esto es, por cada molécula de 5-flu hay 2 moléculas de 6-Se. El modelo 2 es el inverso del modelo 1. Posteriormente, se colocan 2 cúmulos para probar las geometrías moleculares obtenidas para la construcción de los modelos 1 y 2 (ver la Figura 2 en la sección de resultados). Empleando la herramienta de condiciones de frontera periódicas (Periodic Boundry Conditions ó PBC) de Gaussview, se colocan en una celda monocíclica las estructuras moleculares del modelo 1 y 2. Posteriormente, se colocan 3 celdas adyacentes con parámetros de red a, b, y c para observar la estructura cristalina a lo largo de los X, Y, Z como se puede ver en la Figura 3.

Basado en el teorema de Koopmans, se calcularon descriptores cuánticos moleculares como: potencial químico (μ), dureza global (η), índice de electrofilicidad (ω). Estos descriptores proporcionaron información sobre reactividad y estabilidad [ver Ecs. (1) - (6)] [9]. También se evaluaron las propiedades de quimisorción y fisisorción (physisorption o chemisorption), así como la energía de cohesión para analizar la geometría molecular y la fuerza de

interacción [ver Ecs. (7) - (9)] [10].

$$I = E_{HOMO} \quad (1)$$

$$A = E_{LUMO} \quad (2)$$

$$E_g = |E_{HOMO} - E_{LUMO}| \quad (3)$$

$$\mu = -\left(\frac{I - A}{2}\right) \quad (4)$$

$$\eta = -\left(\frac{I + A}{2}\right) \quad (5)$$

$$w = \frac{\mu^2}{2\eta} \quad (6)$$

$$E_{ads} = E_{complex} - (E_{Se6} + E_{5flu}) \quad (7)$$

$$E_{form} = E_{complex} - (nE_C + nE_{Se} + \dots nxE_x) \quad (8)$$

$$E_{coh} = \frac{E_{complex} - (nCE_C + nSeE_{Se} + \dots nxE_x)}{\sum n_{atoms}} \quad (9)$$

3. RESULTADOS

Las Figuras 2a) y 2b) muestran respectivamente, la estructura molecular de los modelos 1 y 2 de MOFs del tipo metaloide a base de 6-Se/5-flu. Esta estructura molecular presenta estabilidad química mediante los enlaces del tipo puente de hidrógeno con un átomo de Se. Las Figuras 2c) y 2d), muestran la unión de dos binas de MOFs de 6-Se/5-flu, en sus dos versiones (modelos 1 y 2), los cuales nuevamente presentan enlaces químicamente estables tanto en los enlaces puente de hidrógeno con Se (en el caso del modelo 1), como en los enlaces entre las moléculas cíclicas del 5-flu (caso del modelo 2). Además, las Figuras 3a) y 3b) muestran redes cristalinas formados por la disposición de 9 motivos dispuestos en forma adyacente de los modelos 1 y 2, respectivamente. Cada motivo que forman las redes cristalinas de los modelos 1 y 2, se forman de 2 binas de MOFs de 6-Se y 5-flu de la Figura 2. Finalmente, en la Tabla 1, se resumen los resultados numéricos obtenidos de la simulación molecular por DFT, utilizando las Ecs. (1) a (9) de la sección anterior.

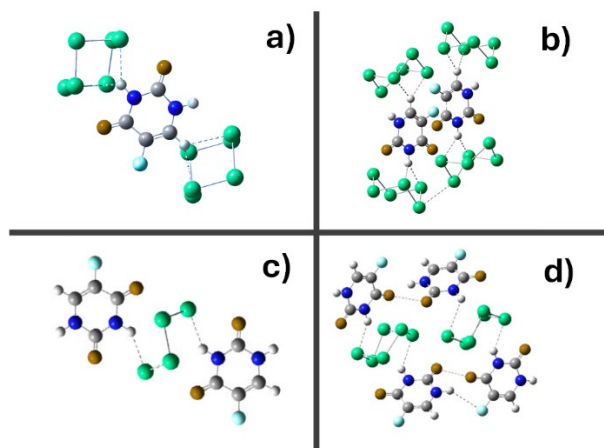


Figura 2. a) modelo 1, b) modelo 1 a, c) modelo 2, d) modelo 2a

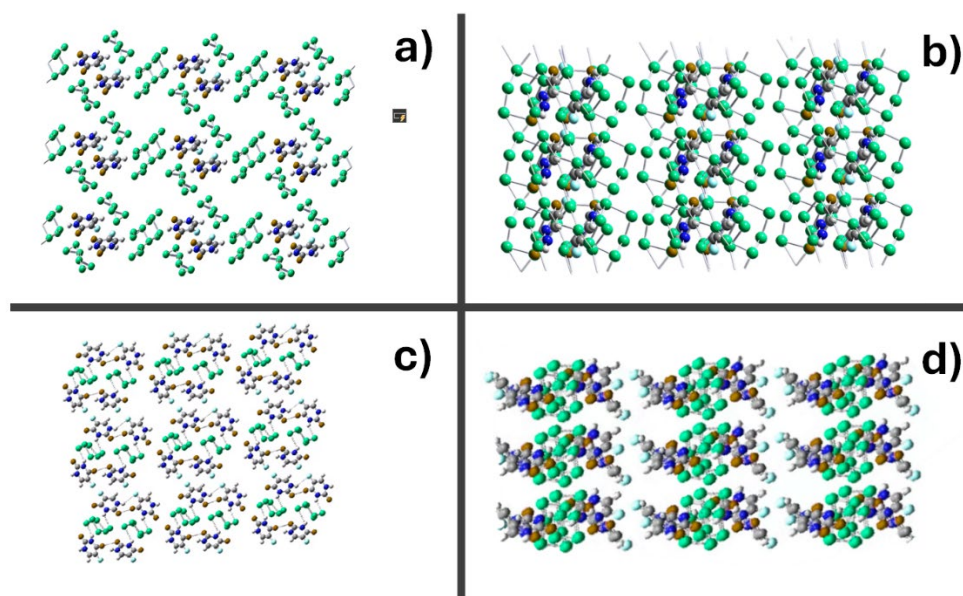


Figura 3. a) Estructura cristalina del modelo 1a con 3 celdas contiguas en a,b,c con vista en el plano (010), b) vista del plano (100) con rotación de 90°, c) Estructura cristalina del modelo 2a con 3 celdas contiguas en a,b,c con vista en el plano (010), d) vista del plano (100) con rotación de 90°

4. DISCUSIÓN

Las energías totales de los modelos 1^a y 2^a se comparan como sigue: el modelo 1a tiene una energía total mucho más negativa que el modelo 2a, lo que indica que el modelo 1a es más estable energéticamente. En las energías del HOMO y LUMO corresponden a -6.3378 eV para el Modelo 1^a, mientras que - 6.3225 eV para el Modelo 2^a. La energía del HOMO es -6.3378 eV y para el LUMO -6.3225 eV, lo que significa que ambos modelos tienen valores similares, con el modelo 1^a siendo ligeramente más estable en términos del HOMO. Así mismo, el modelo 1^a tiene un LUMO más bajo, lo que indica que es más fácil de reducir en comparación con el modelo 2^a.

Diferencia de energía entre HOMO y LUMO, representa la estabilidad electrónica y el modelo 1^a tiene un gap más pequeño, lo que sugiere mayor reactividad en comparación con el modelo 2^a. Potencial de Ionización ambos presentan valores similares, con el modelo 1^a siendo ligeramente más difícil de ionizar. El modelo 1^a tiene una mayor afinidad electrónica, indicando que es más favorable energéticamente para agregar un electrón.

En cuanto la dureza química es la oposición de todo el cúmulo a cambios en su densidad electrónica de modo que modelo 1^a es más blando y por lo tanto más reactivo químicamente que el modelo 2^a. La electronegatividad global representa la tendencia de todo el sistema a atraer electrones el modelo 1^a tiene una mayor electronegatividad, lo que indica una mayor tendencia a atraer electrones. La electrofilicidad representa la capacidad de un sistema para aceptar o repeler electrones además de describir el carácter electronegativo o electropositivo del sistema, lo que da una idea adicional para conocer el tipo de reacciones a los que será más favorable.

Tabla 1. Energía (eV) de los orbitales HOMO, LUMO, y descriptores moleculares globales de cada modelo en el vacío

Descriptores	Modelo 1	Modelo 2	1 a	2 a
E TOTAL	-797404.075	-419678.241	-1594810.08	-839357.698
E HOMO	-6.6452	-6.4828	-6.3378	-6.3225
E LUMO	-4.0612	-2.9937	-4.3364	-3.5061
EGAP-MOLECULAR	2.584	3.4891	2.0014	2.8163
I	6.6452	6.4828	6.3378	6.3225
A	4.0612	2.9937	4.3364	3.5061
H	1.292	1.74455	1.0007	1.4081
μ	-5.3532	-4.7382	-5.3371	-4.9143
ω	11.0900	6.4346	14.2323	8.5753
E_{coh}	-120.7788	-171.9539	-243.4872	-345.1241
E_{form}	-5.0324	-5.7317	-5.0726	-5.7520
E_{ads}	-393451.228	403780.893	403709.36	-435404.851

El valor de la electrofilicidad para el modelo 1^a es de 14.2323 eV y el 2^a 8.5753 eV de modo que un índice de electrofilicidad positivo y más alto en el modelo 1^a, lo cual indica que este modelo es más propenso a aceptar electrones, actuando como un mejor electrófilo en comparación con el modelo 2^a. Esto puede influir significativamente en su comportamiento químico y en las reacciones en las que participa. El potencial químico es una medida de la energía potencial de una molécula para intercambiar partículas, es decir, la tendencia de una sustancia a ganar o perder electrones [11]. El modelo 1^a tiene un potencial químico más negativo que el modelo 2^a, lo que indica que el modelo 1^a tiene una mayor tendencia a atraer

electrones y es más reactivo químicamente. Esto puede implicar que el modelo 1^a es más electronegativo y tiene una mayor capacidad para estabilizar cargas negativas.

La energía de formación es la cantidad de energía liberada o absorbida durante la formación de una sustancia a partir de sus elementos constituyentes en su estado estándar. Un valor negativo para la energía de formación indica que: la formación del compuesto es exotérmica, es decir, libera energía bajo estímulos externos (cambios de temperatura o introducción de energía mediante otro campo) y el compuesto es termodinámicamente estable. Un valor positivo para la energía de formación indica que la formación del compuesto es endotérmica, es decir, requiere energía, y el compuesto es menos estable termodinámicamente. Ambos modelos tienen energías de formación negativas, lo que significa que son termodinámicamente estables. El modelo 2^a tiene una energía de formación más negativa, lo que sugiere que es ligeramente más estable que el modelo 1^a. Una implicación del comportamiento del MOF de 6-Se/5-flu con morfología molecular del modelo 2^a, es como transporte y liberador de fármaco en relación 1:2 para ser un nano-medicamento viable y eficiente.

La energía de cohesión es un parámetro que evalúa la estabilidad del sistema y la fuerza con la que se mantienen unido sus constituyentes, además de ser una referencia para evaluar las geometrías moleculares. El modelo 2^a tiene una energía de cohesión más negativa, indicando que los átomos en el modelo 2^a están más fuertemente enlazados y el sólido es más estable que el modelo 1^a. La energía de adsorción sirve para conocer el tipo de atracción química que existe entre las moléculas del sistema con un valor menor a 0.5 indica adsorción física, mientras que un valor mayor a 0.5 habla de una adsorción química o la formación de un enlace químico [12]. El modelo 1^a es 403709.36 eV y para el modelo 2^a es de -43404 eV. El valor obtenido para el modelo 1^a presenta adsorción química que es ideal para el tipo de proceso que nosotros evaluamos, ya que se busca en el MOFs que exista un enlace de tipo orgánico entre la parte orgánica y la inorgánica. El modelo 2^a posee un -435404.851 lo que nos habla de una adsorción física que puede deberse a las fuerzas de interacción de tipo Van der Waals, es posible que se deba al mayor número de oxígenos disponibles generando fuerzas de repulsión y atracción entre otras moléculas. Esto confirma el hecho de generar un fármaco anti-cancerígeno y bio-compatibile (bio-activo y bio-degradable) utilizando el modelo 2^a del MOF de 6-Se/5-flu con relación 1:2 para la parte inorgánica y orgánica, respectivamente.

5. CONCLUSIONES

El modelo 1^a es más estable debido a su energía total más negativa, además, este modelo es más reactivo debido a su menor gap entre HOMO y LUMO y menor dureza molecular. En cuanto su afinidad electrónica y electronegatividad el modelo 1^a tiene una mayor afinidad electrónica y electronegatividad, indicando una mayor tendencia a atraer y ganar electrones.

Las energías de cohesión y formación del modelo 2^a tiene mayor energía de cohesión y es más fácil de formar, indicando mayor estabilidad en términos de cohesión entre átomos. De modo que modelo 1^a es más reactivo y químicamente más activo, mientras que el modelo 2^a es más estable en términos de cohesión y formación, pero más fácil de biodegradar en un

medio acuoso y con pH básico. Debido a estas propiedades el MOF es altamente prometedor para el tratamiento de cáncer epitelial como sistema molecular liberador de fármacos.

Los cálculos computacionales son esenciales para el diseño y predicción de los MOFs de 6-Se/5-flo, realizarlos por medio de cálculos DFT parece ser una excelente metodología, debido a que las interacciones que hay entre moléculas orgánicas e inorgánicas en un lugar particular, puede ser completamente determinado donde se dispone la interacción específica entre átomos y grupos funcionales. Inclusive, con los valores podemos obtener información de vital importancia como su reactividad química, estabilidad y la factibilidad de la formación de los sistemas. En una extensión de este trabajo se pueden realizar cálculos para medir su área superficial específica, porosidad y su capacidad de adsorción, así como el estudio de sus propiedades electrónicas de la cristalización de ambos modelos 1 y 2 de MOF de 6-Se/5-flo, lo cual es motivo de estudios futuros.

6. REFERENCIAS

- [1] V. F. Yusuf, N. I. Malek, y S. K. Kailasa, “Review on metal–organic framework classification, synthetic approaches, and influencing factors: Applications in energy, drug delivery, and wastewater treatment”, *ACS Omega* **7**(49), 44507–44531 (2022) [[doi:10.1021/acsomega.2c05310](https://doi.org/10.1021/acsomega.2c05310)].
- [2] Q. Sun et al., “Corrigendum to ‘Constructing functional metal-organic frameworks by ligand design for environmental applications’”, *J. Hazard. Mater.* **451**, 131143 (2023) [[doi:10.1016/j.jhazmat.2023.131143](https://doi.org/10.1016/j.jhazmat.2023.131143)].
- [3] N. T. A. P. P. Neelakandan, “Photoactive finite supramolecular coordination cages for photodynamic therapy”, en *Supramolecular Coordination Complexes*, pp. 191–214, Elsevier (2023).
- [4] S. Kumar et al., “Green synthesis of metal–organic frameworks: A state-of-the-art review of potential environmental and medical applications”, *Coord. Chem. Rev.* **420**(213407), 213407 (2020) [[doi:10.1016/j.ccr.2020.213407](https://doi.org/10.1016/j.ccr.2020.213407)].
- [5] A. O. Rataan et al., “Potential role of selenium in the treatment of cancer and viral infections”, *Int. J. Mol. Sci.* **23**(4), 2215 (2022) [[doi:10.3390/ijms23042215](https://doi.org/10.3390/ijms23042215)].
- [6] S. Ghafouri-Fard et al., “5-fluorouracil: A narrative review on the role of regulatory mechanisms in driving resistance to this chemotherapeutic agent”, *Front. Oncol.* **11** (2021) [[doi:10.3389/fonc.2021.658636](https://doi.org/10.3389/fonc.2021.658636)].
- [7] K. Miura et al., “5-FU metabolism in cancer and orally-administrable 5-FU drugs”, *Cancers (Basel)* **2**(3), 1717–1730 (2010) [[doi:10.3390/cancers2031717](https://doi.org/10.3390/cancers2031717)].
- [8] W. Liu et al., “Selenium nanoparticles as a carrier of 5-fluorouracil to achieve anticancer synergism”, *ACS Nano* **6**(8), 6578–6591 (2012) [[doi:10.1021/nn202452c](https://doi.org/10.1021/nn202452c)].
- [9] A. Martínez-Cano et al., “Study by DFT of the functionalization of amylose/amylopectin with glycerin monoacetate: Characterization by FTIR, electronic and adsorption properties”, *J. Mol. Struct.* **1269**(133761), 133761 (2022) [[Doi: 10.1016/j.molstruc.2022.133761](https://doi.org/10.1016/j.molstruc.2022.133761)].

- [10] L. I. Solano-Gonzalez et al., “Study of electronic properties by DFT of Silver Phosphate nanoclusters: Molecular crystal of monoclinic unit cell”, *MRS Adv.* **8**(24), 1397–1401 (2023) [[doi:10.1557/s43580-023-00687-y](https://doi.org/10.1557/s43580-023-00687-y)].
- [11] R. V. de Amorim et al., “CO, NO, and SO adsorption on Ni nanoclusters: a DFT investigation”, *Dalton Trans.* **49**(19), 6407–6417 (2020) [[doi:10.1039/d0dt00288g](https://doi.org/10.1039/d0dt00288g)].
- [12] N. T. Lan et al., “DFT investigation of Au₉M₂⁺ nanoclusters (M = Sc-Ni): The magnetic superatomic behavior of Au₉Cr₂⁺”, *Chem. Phys. Lett.* **793**(139451), 139451 (2022) [[doi:10.1016/j.cplett.2022.139451](https://doi.org/10.1016/j.cplett.2022.139451)].

CAMPOS ALEATORIOS DE MARKOV EN LA SEGMENTACIÓN DE IMÁGENES DE CROMOSOMAS

Abraham Gilberto Díaz Nayotl^a, María Monserrat Morín Castillo^a, Gladys Denisse Salgado Suárez^b, José Rubén Conde Sánchez^c,

^aFacultad de Ciencias de la Electrónica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, dn223470444@alm.buap.mx, morin.monserrat@gmail.com

^bBachillerato 5 de mayo, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, gladys.salgados@correo.buap.mx

^cFacultad de Ciencias Físico Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, rconde@fcfm.buap.mx

RESUMEN

La citogenética es la rama de la genética que consiste en el estudio y análisis de los cromosomas, su importancia radica en que a través de su estudio es posible detectar algunas enfermedades congénitas. Cada ser humano tiene 23 pares de cromosomas. Si hay alguna alteración en la forma, el tamaño o el número de estos cromosomas, esto puede indicar una anomalía. Estas alteraciones se pueden detectar mediante el cariotipo, un proceso que identifica cambios en los cromosomas. Para la elaboración de un cariotipo, primero, se obtiene una muestra de tejido vivo (como sangre, líquido amniótico o piel), luego se realiza un cultivo celular para obtener los cromosomas y tomar microfotografías. Con ayuda de un software, las imágenes se procesan en la computadora, se arma el cariotipo y, usando un cariograma, se organizan y clasifican los cromosomas para observar claramente posibles alteraciones. El estudio del cariotipo es de gran utilidad pues desde edades muy tempranas (fetos, recién nacidos o niños pequeños) permite detectar enfermedades cromosómicas como el Síndrome de Down, Síndrome de Turner, entre otras. En este trabajo se utiliza el procesamiento de imágenes como alternativa que apoye a la detección de enfermedades congénitas a través del algoritmo de segmentación basado en los Campos Aleatorios de Markov puesto que se convierte en una herramienta que agiliza la construcción de un cariotipo.

Palabras clave: Campos Aleatorios de Markov, segmentación, cromosomas.

ABSTRAC

Cytogenetics is a branch of genetics that involves the study and analysis of chromosomes. Its significance stems from the fact that through the examination of that science certain hereditary diseases can be revealed. Each human being possesses twenty-three pairs of chromosomes. If there is any alteration in the shape, size, or number of these chromosomes, it may indicate an anomaly. These alterations are detectable through karyotyping which detects chromosomal alteration. Karyotyping consists, first, a sample of living tissue (such as blood, amniotic fluid, or skin) is obtained, then a cell culture is performed to obtain the chromosomes and take microphotographs. With the software, the images are processed on

the computer, the karyotype is assembled and, using a karyogram, the chromosomes are organized and classified to observe any alterations, if present. The study of the karyotype is especially useful because from early ages (fetuses, newborns, or small children) it allows the detection of chromosomal diseases such as Down Syndrome, Turner Syndrome, among others. In this work, image processing is used as an alternative to support the detection of congenital diseases through the segmentation algorithm based on Markov Random Fields, since it becomes a tool that speeds up the construction of a karyotype.

Key words: Markov Random Field, segmentation, chromosome

1. INTRODUCCIÓN

La citogenética se encarga del estudio, organización y distribución del material genético en las células, así como de la identificación de alteraciones cromosómicas que puedan tener implicaciones en la salud y por ende asociadas a ciertas enfermedades [1].

Este campo de la genética tiene aplicaciones importantes en el diagnóstico y tratamiento de enfermedades genéticas, el análisis forense y la investigación en biología evolutiva y de la reproducción.

El estudio de los cromosomas en humanos es de gran utilidad, pues permite diagnosticar enfermedades genéticas en un feto, un bebé o un niño pequeño, los médicos pueden identificar algunos trastornos genéticos como: síndrome de Down, síndrome de Turner, síndrome de Patau, labio leporino, entre otros.

Existen varias técnicas para el estudio de los cromosomas [2], entre las cuales se destaca:

- El estudio cromosómico de bandeado extendido, que consiste en el estudio de los cromosomas utilizando una resolución más alta que otras técnicas de análisis, esto permite observar cromosomas más alargados con más bandas, lo que facilita la detección de anomalías cromosómicas estructurales más pequeñas que no suelen ser visibles en estudios convencionales.
- La hibridación fluorescente in situ (FISH, por sus siglas en inglés), que es una técnica utilizada para detectar y cuantificar la presencia de copias en segmentos de ADN dentro de una célula. Esta técnica proporciona información valiosa sobre la estructura genética de las células y se ha convertido en una herramienta fundamental en la investigación biomédica y diagnóstico genético.
- El análisis de microarreglo cromosómico (CMA, por sus siglas en inglés), que es una técnica avanzada utilizada para detectar desequilibrios cromosómicos a una resolución mucho mayor que las técnicas cromosómicas estándar, como el cariotipo. En lugar de teñir y observar los cromosomas bajo un microscopio, el CMA utiliza tecnología de microarrays para analizar miles de regiones genómicas simultáneamente. Permite la detección de duplicaciones, deleciones y otras anomalías cromosómicas a nivel submicroscópico, lo que lo convierte en una herramienta muy sensible y precisa.

- El cariotipo, el cual es una de las técnicas más empleadas, debido a las condiciones y simplicidad para realizarlo, consiste en obtener y clasificar los 46 cromosomas humanos a partir de microfotografías por medio de un microscopio electrónico, se utiliza en genética clínica para diagnosticar trastornos genéticos y en investigaciones para estudiar la variabilidad cromosómica en poblaciones humanas.

El presente trabajo se centra en el estudio de la citogenética y la aplicación de técnicas de procesamiento de imágenes para la segmentación y análisis de cromosomas. Se espera que los resultados obtenidos contribuyan al avance y comprensión de este campo de la genética y puedan ser aplicados en el diagnóstico de enfermedades genéticas.

2. DESARROLLO

Para el desarrollo del algoritmo se tiene siguiente diagrama (*Figura 1*). Se introduce una imagen de cromosomas, se realiza un preprocesamiento donde se hace el acondicionamiento de la imagen, posteriormente en el procesamiento se realiza la segmentación de la imagen median el algoritmo K-means que clasificará o agrupará las diferentes tonalidades de grises de la imagen y junto con el algoritmo Campos aleatorios de Markov delimitará los bordes de los cromosomas. Finalmente, en el postprocesamiento, si la imagen de salida es la esperada se detiene el algoritmo sino regresa al preprocesamiento y procede a realizar el proceso de nuevo.

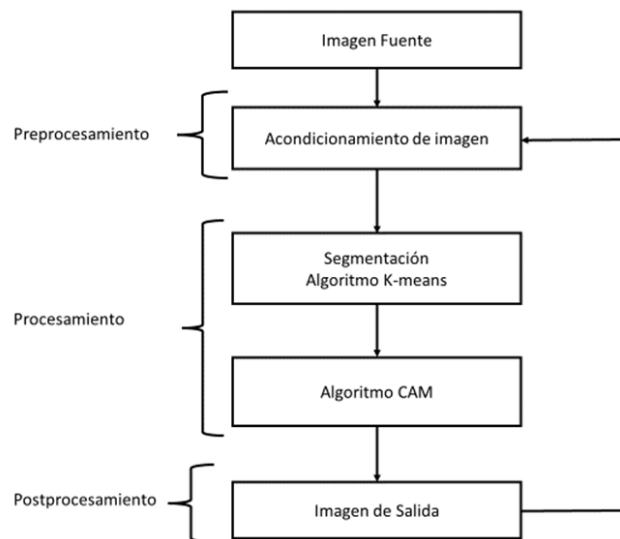


Figura 1. Diagrama de bloques

Hay algunos conceptos que se deben considerar como el sistema de vecindades y cliques, junto con el algoritmo K-means y los Campos Aleatorios de Markov para poder realizar la segmentación de la imagen de los cromosomas.

Sistemas de vecindades y cliques

Una imagen digital se compone de una matriz de $m \times n$ píxeles, donde cada píxel está representado por n bits. En una imagen en escala de grises, un píxel representado por n bits

puede tener 2^n diferentes tonos de gris. Estos valores de píxel generalmente son enteros, varían desde 0 (píxel negro) hasta 2^{n-1} (píxel blanco). La resolución de una imagen define su calidad, la cual, está determinada por el número total de píxeles en la imagen [3].

La conectividad entre píxeles es comúnmente utilizada para la detección de regiones u objetos en determinada imagen. La vecindad de un píxel se refiere a la relación que tiene dicho píxel con respecto a los píxeles cercanos a su alrededor. Esta relación está definida por el conjunto de estados de una matriz rectangular (imagen), que corresponde a los puntos de una imagen en 2D de tamaño $m \times n$, dado por:

$$V = \{ (i,j) | 1 \leq i \leq m, 1 \leq j \leq n \} \tag{1}$$

donde i y j representan las coordenadas de un píxel de una imagen $m \times n$. Los estados en V están relacionados entre sí a través de un sistema de vecindad, lo que permite identificar y analizar las conexiones entre píxeles para la detección de regiones u objetos en la imagen. Un sistema de vecindad para V , se define como:

$$N = \{ N(i,j) | \forall (i,j) \in V \} \tag{2}$$

donde $N(i,j)$ es el conjunto de los estados vecinos de (i,j) . En la *Figura 2* se muestra la vecindad de un píxel x_s de diferente orden. En la *Figura 2 (a)* se muestra un sistema de vecindad de primer orden, también llamado sistema de 4 vecinos. En *(b)* es un sistema de segundo orden o un sistema de 8 vecinos. En *(c)* es un sistema de orden 5, los números $s = 1, 2, \dots, 5$ indica el orden del sistema.

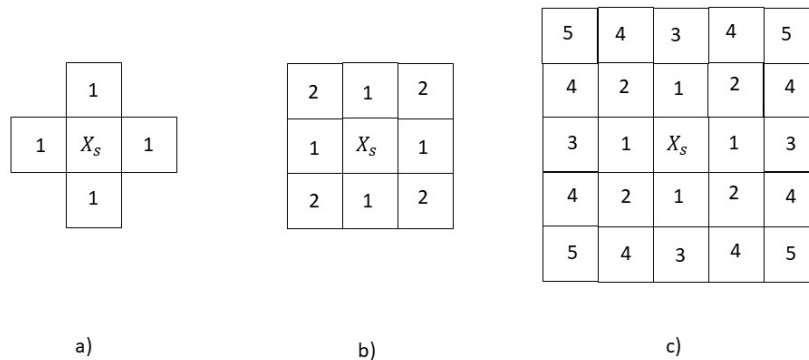


Figura 2. Vecindad

Un clique c para (V, N) está definido como un subconjunto de V , también son conocidos como los píxeles de una imagen que están conectados o relacionados de alguna manera. Los píxeles dentro de un clique que contenga características similares o propiedades comunes que permiten agruparlos. En la *Figura 3* se observan los cliques que se pueden formar con los vecinos de x_s donde *(a)* muestra clique de orden 1, *(b)* y *(c)* indican un sistema de clique de orden 2 en vertical, horizontal y diagonal, *(d)* se muestra el sistema de clique de orden 3 y *(e)* se muestra un clique de orden 4.

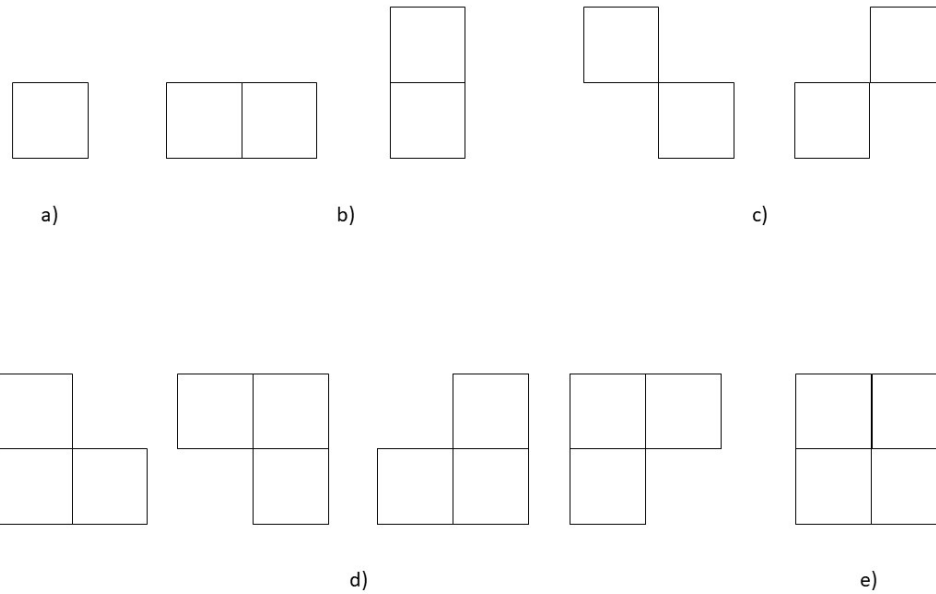


Figura 3. Cliques

K-means

Los campos aleatorios de Markov requieren una herramienta para etiquetar los datos, y una forma efectiva de clasificar estos datos en grupos, es utilizando el algoritmo no supervisado de clustering llamado *K-means*. Este algoritmo es ampliamente utilizado porque toma decisiones basadas en centroides [4]. El clustering se puede entender de la siguiente manera: dado un conjunto de n objetos y su representación, se pueden formar K grupos basados en sus características, agrupándolos según su similitud mutua.

Dada $X = \{x_i, i = 1, \dots, n\}$ donde X es un conjunto de objetos que son agrupados en K grupos, $C = \{C_k, k = 1, \dots, k\}$. Para lograrlo, este algoritmo consiste en minimizar el error cuadrático entre la media del cluster (el centroide) y los puntos que pertenecen a ese cluster.

Dado μ_k es la media de cada cluster C_k . La función de error cuadrático, que mide la diferencia entre el valor medio μ_k y los puntos contenidos en el cluster C_k , se define como:

$$J(C_k) = \sum_{x_i \in C_k} \|x_i - \mu_k\|^2 \quad (3)$$

Una vez etiquetado los datos de la imagen, se aplica los campos aleatorios de Markov.

Campos Aleatorios de Markov

Los campos aleatorios proporcionan una manera conveniente y consistente de modelar entidades que dependen del contexto, una de estas entidades son los píxeles. Estos al trabajar con una imagen, son especialmente exitosos en la modelación de problemas de visión tales como la restauración de imágenes, la segmentación, la reconstrucción de superficies, el

análisis de texturas, el flujo óptico, la integración visual y la delimitación. Los campos aleatorios de Markov, en el marco de la segmentación de imágenes ayudan a integrar características relevantes, disminuir el ruido y la incertidumbre. Además, estas capacidades contribuyen a mejorar la precisión y la calidad general en la segmentación de imágenes [5,6]. Para llevar a cabo tanto la segmentación como la delimitación de la imagen, se emplea la función de energía que se describe a continuación [7]:

$$E(\alpha) = \sum_{i \in V} E_{\text{datos}}(\alpha_i) + \sum_{(i,j) \in N} E_{\text{suavizado}}(\alpha_i, \alpha_j) \quad (4)$$

donde α_i, α_j son los píxeles, V el conjunto de píxeles y N es el conjunto de estados de vecinos.

$$\sum_{i \in V} E_{\text{datos}}(\alpha_i) = \sum \frac{img - \mu_k}{\sigma_k} (img - \mu_k) + \log(\sigma) \quad (5)$$

donde μ_k es la media de cada cluster, σ_k la covarianza de cada cluster, img son los datos de la imagen. Esta función representa la medida de ajuste entre la imagen original y las etiquetas asignadas a cada píxel. Esta función captura la información y características específicas de los datos observados. Y

$$\sum_{(i,j) \in N} E_{\text{suavizado}}(\alpha_i, \alpha_j) = \sum V_c \quad (6)$$

Es la función de energía que modela la regularidad espacial o suavidad deseada en el área segmentada, donde V_c son los conjuntos de cliques. Esta función penaliza las configuraciones de etiquetas que presentan discontinuidades abruptas entre los píxeles vecinos. El objetivo es obtener una segmentación coherente y suave.

3. RESULTADOS

Es posible obtener los resultados de un conjunto de imágenes cromosómicas obtenidas de un laboratorio de genética, las cuales fueron adquiridas siguiendo condiciones de confiabilidad permanentes cabe mencionar que los resultados obtenidos se realizaron en Jupyter Notebook, un entorno de trabajo con lenguaje de programación Python y una computadora con las siguientes características: procesador core i5 de 4 generación (1.6GHz) y 4 GB de RAM. Se presentarán los resultados obtenidos del algoritmo propuesto tras realizar las operaciones con las imágenes de los cromosomas.

En la *Figura 4* se ilustra la aplicación de la metodología propuesta a la imagen de cromosomas. En la imagen original (a), se pueden observar los cromosomas. Cuando se emplea un valor de $K = 2$ (b), se destaca el fondo de los cromosomas, mientras que para $K = 3$ (c), comienzan a aparecer las bandas de los cromosomas y se produce una mejora en la imagen. Para $K = 4$ (d), se resaltan los puntos entre las bandas de los cromosomas. A medida que aumentamos $K = 5$ (e), se revelan más detalles, pero también empieza a notarse el ruido

en la imagen. Finalmente, para $K = 6$ (f), las líneas que previamente parecían unirse dificultan el análisis completo de la imagen.

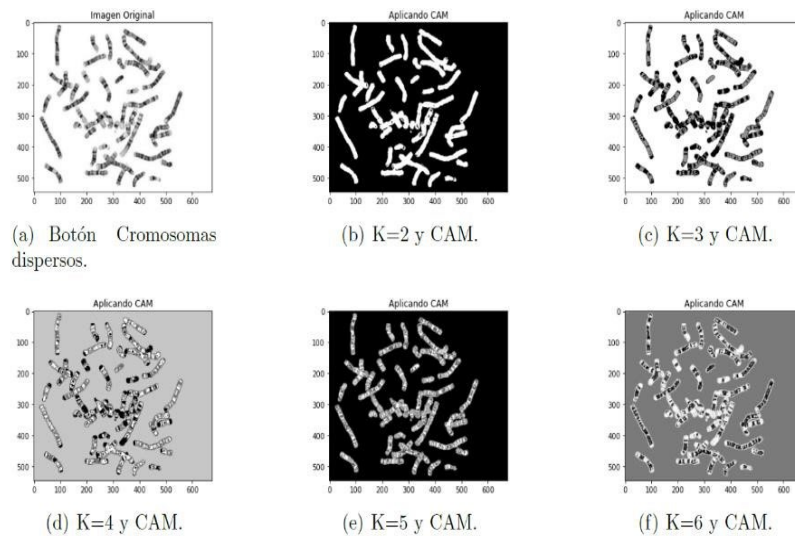


Figura 4. Aplicando CAM a cromosomas

En la *Figura 5* (a) se presenta la imagen original de un cromosoma, la cual no ha experimentado ninguna modificación. Al aumentar el valor de K , los resultados se observan de la siguiente manera: para $K = 2$ (b), se destaca la diferencia entre el fondo y el objeto de interés, en este caso, el cromosoma. Con $K = 3$ (c), comienzan a ser notables las bandas del cromosoma, y estas se vuelven más definidas en (d) cuando $K = 4$. Al incrementar $K = 5$ (e), las bandas se delimitan aún mejor, revelando más detalles de la estructura cromosómica. Sin embargo, al aumentar $K = 6$ (f), la imagen empieza a mostrar señales de ruido.

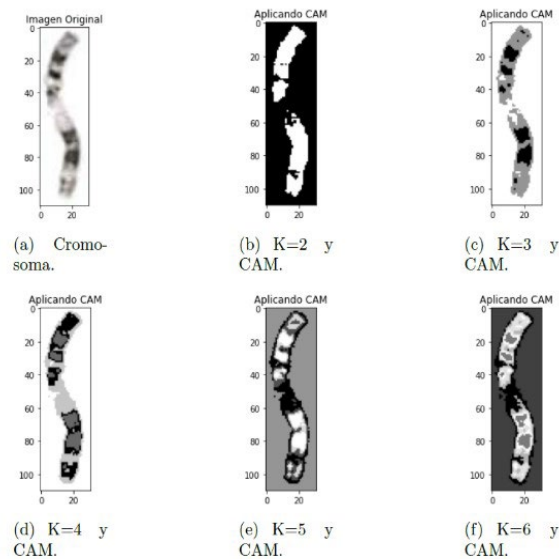


Figura 5. Aplicando CAM a cromosoma

4. CONCLUSIONES

Se propuso e implementó una metodología basada en Campos Aleatorios de Markov para abordar la segmentación de cromosomas. Con el fin de lograrlo, se propuso utilizar la segmentación por agrupación apoyándose en el algoritmo K-means. Con esta técnica se obtuvieron resultados satisfactorios que demostraron una mejora en la calidad de las imágenes procesadas. La capacidad de ajustar los parámetros de entrada permite modificar la salida de la imagen, lo que resalta de mejor forma las siluetas y las bandas cromosómicas. El algoritmo propuesto podría tener un impacto en la salud, en el área de la genética, ya que la segmentación de las diferentes áreas de interés de la imagen hace notar características que no se suelen observarse, también se considera que podría reducir el tiempo a la hora de armar el cariotipo, pero con el uso del algoritmo junto con lo especialista tendría mejoras y podría reducir aún más el tiempo del armado, como se mencionó anteriormente el cariotipo ayuda a detectar enfermedades genéticas, como son alguno síndromes, como el de Patau, Down, Turner, entre otros.

5. REFERENCIAS

- [1] O. Gualdrón González, C. I. Vargas Castellanos, M. A. Gutiérrez, y J. M. Sánchez Noguera, “Procesamiento digital de imágenes. Obtención de cariotipos: aplicaciones al área de la citogenética,” (October 2011); <https://hdl.handle.net/10893/1406>
- [2] P. D. Turnpenny, S. Ellard, y R. Cleaver, “Emery’s elements of medical genetics and genomics,” Edition 16. (December 2022); ISBN: 9780702079665
- [3] V. Tyagi, “Understanding Digital Image Processing,” Edition 1, (September 2018); <https://doi.org/10.1201/9781315123905>
- [4] A. K. Jain, “Data clustering: 50 years beyond K-means,” vol. 31, núm. 8, pp. 651–666, (June 2010); https://doi.org/10.1007/978-3-540-87479-9_3
- [5] A. Blake, P. Kohli, y C. Rother, Eds., “Markov Random Fields for Vision and Image Processing,” The MIT Press, (July 2011); <https://doi.org/10.1068/p4201rvw>
- [6] O. Gutiérrez Mata, “Segmentación robusta de imágenes mediante campos aleatorios de Markov y estimación de la entropía,” (December 2012); <http://ricaxcan.uaz.edu.mx/jspui/handle/20.500.11845/2327>
- [7] R. J. Radke, “Computer vision for visual effects. Cambridge: Cambridge University Press,” (December 2012); <https://doi.org/10.1017/CBO9781139019682>

INCIDENCIA DE DOLOR PULPAR, TRAS LA PANDEMIA DE COVID-19. ESTUDIO EPIDEMIOLÓGICO

Rodríguez Hernández JL^a, Méndez González MV^b, Vitales Noyola M^b,

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

A276510@alumnos.uaslp.mx

^b Facultad de Estomatología, Maestría en Endodoncia, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, Matehuala, S. L. P., México.

marlen.vitales@uaslp.mx, veronica.mendez@uaslp.mx

RESUMEN

La pandemia de COVID-19 fue declarada oficialmente por la Organización Mundial de la Salud (OMS) el 11 de marzo de 2020, y el fin de la emergencia sanitaria fue expedido el 5 de mayo de 2023. San Luis Potosí estuvo dentro de las 10 entidades con mayor índice de incidencia a COVID-19 durante 2021 al 2023. Los resultados de los pacientes expuestos a COVID-19 a lo largo de la pandemia y post-pandemia, fueron de anuales, 2020 tuvo un 40.9%, y 2023 un 93%, el síntoma más común fue la disnea, presente en el 70%. Es importante un estudio epidemiológico en la población para conocer el sí COVID-19 tuvo un impacto en la salud oral, específicamente en las enfermedades endodónticas, donde los molares fueron el grupo con más tratamientos endodónticos representando el 52.06% en esa temporalidad sin distinción de sexo.

Palabras Claves: COVID-19, enfermedades endodónticas, estudio epidemiológico

ABSTRAC

The COVID-19 pandemic was officially declared by the World Health Organization (WHO) on March 11, 2020, and the end of the health emergency was issued on May 5, 2023. San Luis Potosí was among the 10 entities with the highest incidence rates of COVID-19 from 2021 to 2023. The results for patients exposed to COVID-19 throughout the pandemic and post-pandemic showed annual rates of 40.9% in 2020 and 93% in 2023, with dyspnea being the most common symptom, present in 70% of cases. It is important to conduct an epidemiological study in the population to understand whether COVID-19 had an impact on oral health, specifically concerning endodontic diseases. Molars accounted for the highest number of endodontic treatments, representing 52.06% during this period, with no distinction made between sexes.

Key words: COVID-19, endodontic diseases, epidemiological study

1. INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud (OMS) define la salud bucodental como la ausencia de diversas afecciones orales como dolor crónico, cáncer oral, enfermedades periodontales, entre otras; estas condiciones comparten factores de riesgo con enfermedades crónicas relevantes como diabetes, enfermedades cardiovasculares y cáncer, siendo influenciadas por hábitos como una higiene bucal deficiente, una alimentación inadecuada y el consumo de tabaco y alcohol [1].

La endodoncia, según la Asociación Española de Endodoncia (AEE), se especializa en el estudio detallado de la cavidad pulpar, abordando aspectos como morfología, fisiología, etiología, prevención y patología del complejo dentino-pulpar y sus complicaciones en los tejidos ápico-periapicales [2].

El análisis del dolor es fundamental para el diagnóstico preciso; no obstante, en ciertas circunstancias, su interpretación puede resultar compleja debido a la diversidad de sus posibles orígenes, que incluso pueden incluir fuentes no odontógenas adyacentes [3]. El dolor pulpar se refiere al dolor que se origina en la pulpa dental, que es el tejido blando en el interior del diente que contiene nervios y vasos sanguíneos, las consecuencias dan lugar a enfermedades endodónticas como lo es la pulpitis y la necrosis pulpar, sin embargo, luego de que los pacientes toman los debidos tratamientos a tales padecimientos, pueden fracasar en algún momento ocasionando retratamientos [2,3].

2. OBJETIVO GENERAL

El objetivo general de este proyecto es conocer la incidencia de patologías endodónticas presentes en los pacientes que asistieron a la Clínica de Endodoncia de la Facultad de Estomatología de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí durante el 2019-2023,

3. TEORÍA

El SARS-CoV-2 es el virus que causa la enfermedad respiratoria conocida como COVID-19. Por otro lado, este virus se caracteriza por síntomas respiratorios que pueden variar desde leves hasta graves, y en algunos casos, puede llevar a complicaciones severas e incluso la muerte [4]. La pandemia de COVID-19 fue declarada oficialmente por la organización mundial de la salud (OMS) el 11 de marzo de 2020, y el fin de la emergencia sanitaria fue expedida el 5 de mayo del 2023, sin embargo, esta enfermedad no desaparecerá [5].

Un estudio de tipo descriptivo titulado "Incidencia de las emergencias endodónticas durante el confinamiento por SARS-CoV-2 en la Ciudad de México", tomando un periodo del 1 de junio 6 del 2020 al 31 de mayo del 2021, tuvo como objetivo aplicar métodos de diagnóstico y tratamientos endodónticos en pacientes de emergencia con dolor e infección pulpo-periapical. Durante este periodo, se reportaron 178 casos con patología dental de emergencia, sirviendo como base de investigación epidemiológica de la enfermedad por coronavirus COVID-19. Lo que permitió conocer la incidencia y características de enfermedades pulpo-periapicales en un consultorio dental especializado en endodoncia. La población estudiada

mostró una composición de 65.7% de mujeres y 34.3% de varones. La patología pulpo-periapical más común fue la necrosis pulpar con periodontitis aguda sintomática, con 73 casos (41%), seguida de pulpitis irreversible sintomática con 62 casos (34.8%) [2].

De acuerdo con la Subsecretaría de Prevención y Promoción de la Salud (SPPS) en conjunto con la SINAVE (Sistema Nacional de Vigilancia Epidemiológica) San Luis Potosí se posicionó dentro de las 10 entidades con mayor índice de incidencia a COVID-19 durante 2021 al 2023 mientras que el SIVEPAB en México se refiere al Sistema de Vigilancia Epidemiológica de Patologías Bucales, Este sistema tiene como objetivo determinar la frecuencia, comportamiento y distribución de las patologías bucales en la población mexicana. El primer informe anual de la SIVEPAB fue publicado en el año 2009. El informe más actual corresponde del año 2021. Hasta ahora en el año 2024, los resultados se han centrado exclusivamente en patologías como caries dental, oclusión funcional, estado periodontal, pero sin abarcar datos estadísticos sobre endodoncia o dolor pulpar [6,7].

4. JUSTIFICACIÓN

Al realizar este estudio epidemiológico se puede cuantificar el impacto de la enfermedad COVID-19 en las enfermedades asociadas al dolor pulpar, sin dejar de lado los datos del cuestionario de filtro COVID-19 y el historial clínico, esto con la finalidad de comprender si la pandemia afectó a los pacientes con patologías endodónticas de origen pulpar, para posteriormente identificar los patrones, tendencias y consecuencias en la salud bucal durante este período.

Este estudio es de gran utilidad en la Clínica de Endodoncia, ya que no se ha llevado a cabo una investigación similar en este entorno hasta ahora.

5. METODOLOGÍA

Se realizó este trabajo en las instalaciones de la Clínica de Endodoncia de la Maestría en Endodoncia, Facultad de Estomatología, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, con el fin de estimar las patologías endodónticas en los pacientes que asistieron a la Clínica. El diseño del estudio fue analítico; por tal razón, se creó una base de datos en el software Excel, y se capturó una $n = 4565$, número correspondiente a historiales clínicos que cumplieran con los criterios de selección de las variables dependientes e independientes. De esa muestra total, se identificó una submuestra de $n = 981$ pacientes que presentaron algún síntoma en los últimos 14 días previos, así como durante su consulta, según lo indicado en el cuestionario de filtro COVID-19 de signos y síntomas como se muestra en la tabla 1, destacando que su aplicación fue a partir del 5 de octubre del 2020. Posteriormente, se aplicó el análisis estadístico a través del software GraphPad Prism v5.0 donde se obtuvieron las figuras 1, 2, 3,4 y 5, las cuales se muestran a continuación.

Tabla 1. Cuestionario de filtro COVID-19

	Pregunta de detección	Si	No
1	¿Tiene o tuvo fiebre en los últimos 14 días?		
2	¿Tiene o tuvo Problemas respiratorios (tos, dificultad para respira) en los últimos 14 días?		

3	¿Tiene o tuvo Dolor de garganta, diarrea, conjuntivitis, dolor de cabeza intenso, pérdida del sentido del olfato o del gusto, dolor o presión en el pecho en los últimos 14 días?		
4	¿Está o ha estado en contacto con alguna persona que padece COVID -19 en los últimos 14 días?		
5	¿Está o ha estado en contacto estrecho con personas que presentan problemas respiratorios o algún malestar asociado a COVID-19 en los últimos 14 días?		
6	¿Está o ha tenido algún tipo de erupción, manchas, comezón, irritación o coloración en la piel en los últimos 14 días?		

5. RESULTADOS

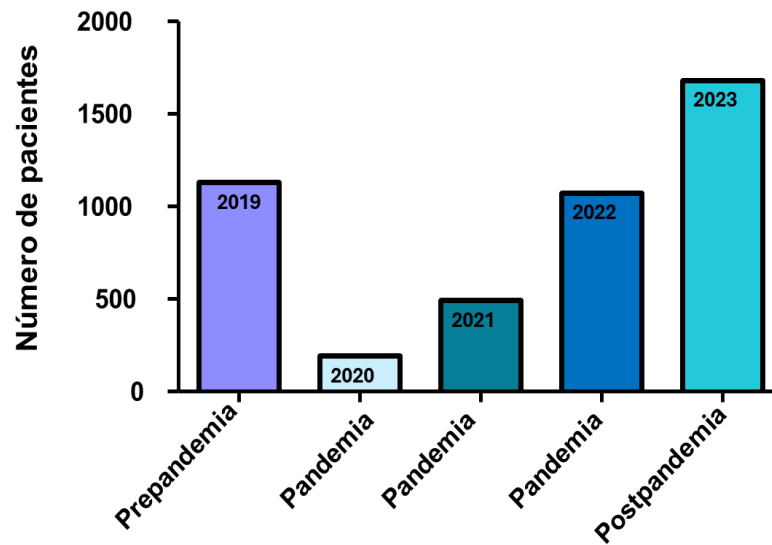


Figura 1. Pacientes atendidos del 2019-2023

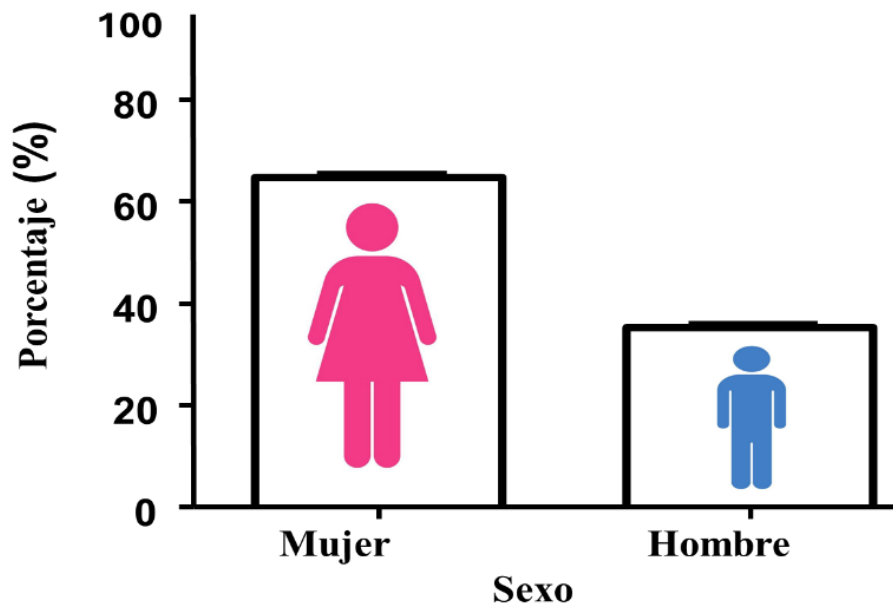


Figura 2. Pacientes atendidos del 2019-2023

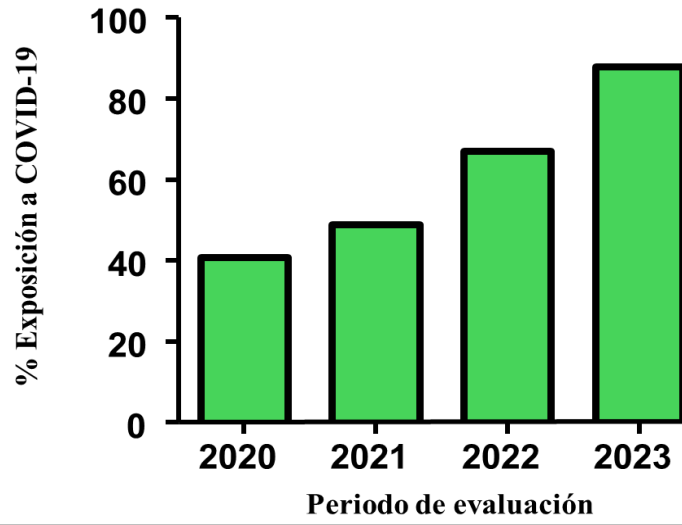


Figura 3. Evaluación de posición de COVID-19 del 2020-2023

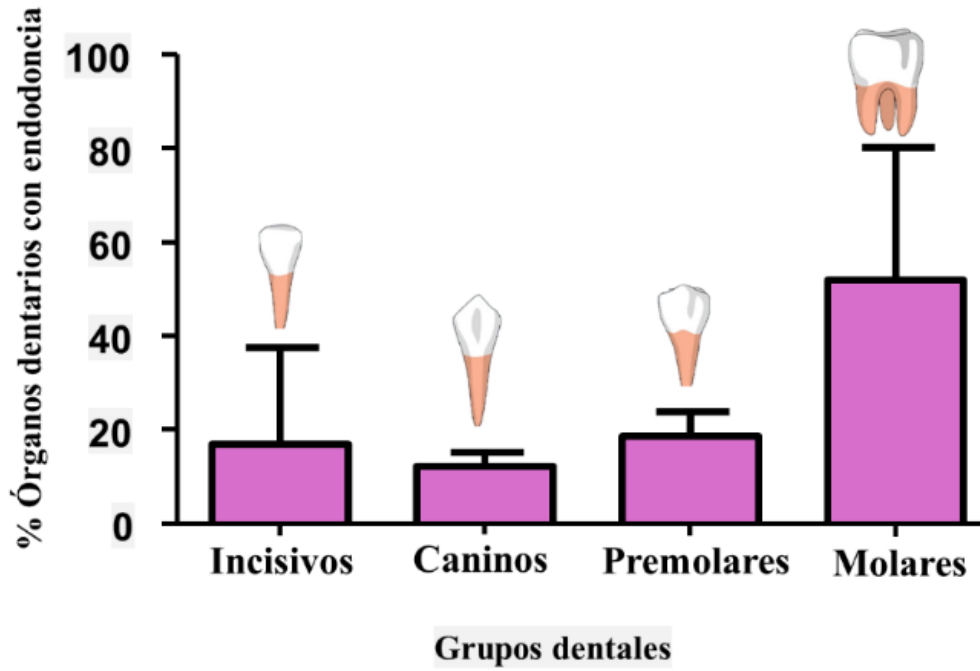


Figura 4. Endondancias realizadas por grupo dental

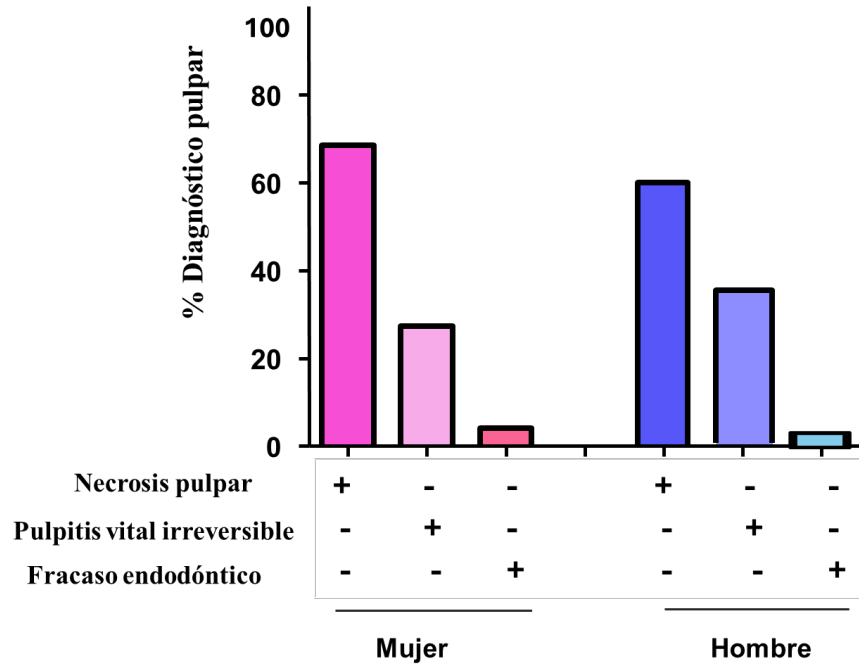


Figura 5. Frecuencia de diagnósticos pulpares por sexo

Tabla 2. Porcentajes por grupo dental con tratamientos endodónticos del 2019-2023

Grupos dentales con tratamiento endodóntico	n= 4565
	%
Incisivos	17.06
• Centrales	10.1
• Laterales	6.9
Caninos	12.17
Premolares	18.63
• Primer premolar	6.05
• Segundo premolar	12.58
Molares	52.06
• Primer molar	16.1
• Segundo molar	35.9

Tabla 3. Pacientes que presentaron algún síntoma en los cuestionarios COVID-19

Signos y síntomas de COVID-19	n= 981
	%
Fiebre	60
Disnea	70
Dolor de garganta	50
Problemas intestinales	40
Conjuntivitis	40
Dolor de cabeza	40
Anosmia / disgeusia	40
Problemas dermatológicos (máculas, erupción, prurito)	60

De acuerdo a los resultados de la figura 1, los pacientes estuvieron expuestos a COVID-19, a lo largo de la pandemia y post-pandemia, empezando por el año 2020 con 40.9%, 2021 con 48.9%, 2022 con 67% y 2023 con 93%, por lo tanto, existió incremento en su exposición al paso de los años. Lo obtenido en la tabla 3 proporciona información sobre los signos y síntomas de los pacientes que reportaron alguno de ellos en los cuestionarios de COVID-19 durante los últimos 14 días, así como durante su consulta. Este análisis se basa en los datos recopilados en los años 2020 y 2023, periodo en el cual se aplicaron los cuestionarios, y en el que solo 981 historiales clínicos presentaron al menos un signo o síntoma. Es importante señalar que los síntomas descritos en la tabla no son excluyentes entre sí; es decir, un paciente puede haber presentado más de un síntoma simultáneamente. Todos los síntomas reportados han sido contabilizados de manera individual, tal como se describe en la tabla 3, sin que la presencia de uno excluya a los demás. Dado lo anterior, la disnea predominó como el síntoma más común, con un 70%.

La figura 5 arroja porcentajes sobre los diagnósticos pulpares obtenidos por sexo correspondiente, el cual, la necrosis pulpar incidió como el diagnóstico más frecuente en mujeres y hombres con 68.5 y 55% respectivamente de acuerdo a lo presentado a la figura 2. La tabla 2 y la figura 4, muestran los porcentajes por grupo dental con tratamientos endodónticos del 2019-2023, en donde el grupo con más tratamientos endodónticos son los molares representando el 52.06%.

6. DISCUSIÓN

En el trabajo titulado evaluación del éxito de tratamientos endodónticos realizados por estudiantes de pregrado en una Universidad Chilena evaluó un total de 74 tratamientos endodónticos en 63 pacientes de los cuales 48 (65,0 %) fueron mujeres y 26 (35,0 %) fueron hombres, porcentajes similares a la figura 2 a los cuatro años estudiados [8]. La necrosis pulpar incidió como el diagnóstico más frecuente en mujeres y hombres con 68.5 y 55% respectivamente, es una cifra cercana a lo reportado en un estudio de necrosis pulpar en pacientes de 20 a 40 años atendidos en el Ministerio de Salud Pública del Ecuador en 2017-2020, con un 66.03% de prevalencia en mujeres [9]. Estudios en pacientes con COVID-19, en los que la presencia de disnea es detallada, reportan una frecuencia de disnea entre el 15 y el 65,3% de los pacientes evaluados [10].

7. CONCLUSIONES

Al realizar este estudio epidemiológico se logró cuantificar el impacto de la enfermedad COVID-19 en las enfermedades asociadas al dolor pulpar (pulpitis y necrosis pulpares, fracasos endodónticos). El trabajo realizado en la Clínica de Endodoncia de la UASLP no solo contribuye a la comprensión de las patologías endodónticas, sino que también destaca la importancia de la investigación clínica en la mejora de los tratamientos en el área de la estomatología.

8. REFERENCIAS

- [1]. Secretaría de Salud (SSA), "Norma Oficial Mexicana NOM-013-SSA2-2015: Para la prevención y control de enfermedades bucales", Diario Oficial de la Federación(2015).https://www.dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5462039&fecha=23%2F11%2F2016
- [2]. Aranda, R. L. G., "Incidencia de las emergencias endodóncicas durante el confinamiento por SARS-CoV-2 en la Ciudad de México, " *Revista Odontológica Mexicana Órgano Oficial de la Facultad de Odontología UNAM* 25(2), 136-144 (2022). <https://www.medigraphic.com/pdfs/odon/uo-2021/uo212e.pdf>
- [3]. Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS), "Diagnóstico y Abordaje Anestésico de Pulpitis Irreversible Sintomática en Órganos Dentarios Permanentes," (2013). <https://www.imss.gob.mx/sites/all/statics/guiasclinicas/692GER.pdf>.
- [4]. Organización Mundial de la Salud (OMS), "COVID-19," (2020). Recuperado el 98 de marzo de 2022. https://www.who.int/es/health-topics/coronavirus#tab=tab_1.
- [5]. Organización Panamericana de la Salud (OPS), "COVID-19," (2023). <https://www.paho.org/es/noticias/6-5-2023-se-acaba-emergencia-por-pandemia-pero-covid-19-continua>.
- [6]. SIVEPAB, "Sistema de Vigilancia Epidemiológica de Patologías Bucales," Gobierno Federal de México (2024). <https://www.gob.mx/salud/acciones-y-programas/sivepab-sistema-de-vigilancia-epidemiologica-de-patologias-bucales>.
- [7]. Secretaría de Salud, "Norma Oficial Mexicana NOM-013-SSA2-2015: Para la prevención y control de enfermedades bucales," (2015). https://www.dof.gob.mx/nota_detalle.php?codigo=5462039&fecha=23%2F11%2F2016.
- [8]. Maldonado-Sanhueza, F., Gómez-Inzunza, V., Rosas-Mendez, C., & Hernández-Vigueras, S., "Evaluación del éxito de tratamientos endodónticos realizados por estudiantes de pregrado en una universidad chilena," *International Journal of Odontostomatology* 14(2), 154-159 (2020). <https://dx.doi.org/10.4067/S0718-381X2020000200154>.
- [9]. Hurtado, I. C., Verdugo, L. E., Tinitana, V. V., & Cabrera, G. C., "Prevalencia de necrosis pulpar en pacientes de 20 a 40 años de edad atendidos en el Ministerio de Salud Pública del Ecuador, Zona 7, en el periodo 2017-2020," *Revista Científica Especialidades Odontológicas UG* 6(1), 10-16 (2023).
- [10]. Santa Cruz, R., Domeniconi, G., Videtta, W., Irrazábal, C., & Luna, C., "Disnea en pacientes con COVID-19," *Respirar* 14(1), 41-46 (2022)

FUNCIÓN DE ONDA Y NIVELES DE ENERGÍA DE LA MOLÉCULA DE AGUA EN UN CAMPO MAGNÉTICO VARIABLE

D.V. Ruiz-Arce, C. H. Zepeda-Fernández, E. Moreno-Barbosa, M.J. Hernández-López, B. De Celis Alonso

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, danial.ruiz@alumno.buap.mx,
hzepeda@fcfm.buap.mx, emoreno@fcfm.buap.mx, javierh@fcfm.buap.mx,
bdca@fcfm.buap.mx

RESUMEN

En la actualidad, los médicos recurren a distintos aparatos para poder generar un diagnóstico por medio de la obtención de imágenes, por lo tanto, es importante el estudio de la mejora de dichas imágenes. El aparato de resonancia magnética (o MRI) es uno de los que proporcionan imágenes de diferentes tejidos por medio de la interacción de los campos magnéticos generados por sus componentes con las moléculas de agua que se encuentran dentro del cuerpo humano. Con este trabajo se obtuvieron los niveles de energía y la función de onda de la molécula de agua al interactuar con los campos magnéticos generados por dos de las tres componentes principales de un MRI, con la finalidad de que dichos resultados sean de ayuda para la mejora de imágenes médicas.

Palabras claves: Resonancia magnética, MRI, molécula de agua

ABSTRACT

Nowadays, doctors use different devices to be able to generate a diagnosis by obtaining images, therefore, the study of the improvement of these images is important. The magnetic resonance imaging (or MRI) device is one of those that provide images of different tissues through the interaction of the magnetic fields generated by its components with the water molecules found inside the human body. With this work, the energy levels and the wave function of the water molecule were obtained when interacting with the magnetic fields generated by two of the three main components of an MRI, with the aim of these results being helpful in improving medical images.

Key words: Magnetic resonance imaging, MRI, water molecule

1. INTRODUCCIÓN

Existen variedad de aparatos médicos que proporcionan imágenes de diferentes tejidos por medio de distintos procedimientos, uno de ellos es el resonador magnético, el cual se basa en la interacción de los campos magnéticos generados por algunas de las componentes de dicho aparato con los protones de los hidrógenos de las moléculas de agua que se encuentran dentro

del cuerpo humano, ya que la molécula que predomina en él es la molécula de agua, pues en la vida adulta el cuerpo se compone en un 60% de ella [1].

2. OBJETIVO

Se obtendrá la función de onda de la molécula de agua considerando el modelo simplificado de ella que se explica en la sección 3.1, para así obtener los niveles de energía correspondientes al estado base y al primer estado excitado de dicho modelo al interactuar con los campos magnéticos generados por un aparato de resonancia magnética.

3. MARCO TEÓRICO

3.1 Molécula de agua y su modelo simplificado

La molécula de agua está compuesta por un átomo de oxígeno y dos átomos de hidrógeno unidos por medio de un enlace covalente, esto debido a que el átomo de hidrógeno consta de un solo electrón orbitando alrededor de un núcleo compuesto de un protón y un neutrón, en cambio, el átomo de oxígeno tiene ocho electrones girando alrededor de su núcleo donde seis de ellos se encuentran en la última órbita del átomo faltando justamente dos electrones para que dicha órbita esté completa, por lo tanto, existe una mayor fuerza de atracción de los electrones de los hidrógenos con el átomo de oxígeno, ocasionando así la generación de la molécula de agua.

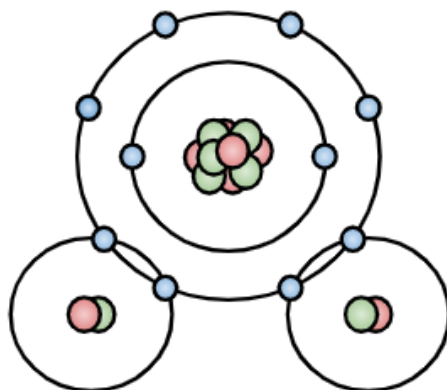


Figura 1 Esquema clásico de la molécula de agua

La investigación se basó en un artículo ya publicado [3]. tomando de él el modelo simplificado de la molécula de agua con el que se trabajó. De la Figura 1 se puede observar que del lado del átomo de oxígeno existe una mayor distribución de carga negativa, en cambio, del lado de los átomos de hidrógeno hay una mayor distribución de carga positiva, por lo tanto, se decidió simplificar el modelo a un sistema de tres cargas puntuales; carga positiva (protón) en lugar de hidrógenos y carga negativa (electrón) en el lugar del oxígeno. Para el nuevo modelo se consideró que no existe una variación en los radios del sistema, por lo tanto, se comporta como un cuerpo rígido con centro de masa en la carga puntual negativa.

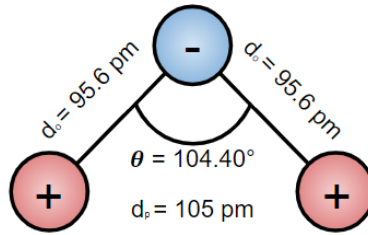


Figura 2. Esquema de modelo simplificado de la molécula de agua

3.2 Resonancia magnética

Los aparatos de resonancia magnética generan campos magnéticos por medio de las siguientes componentes [4]:

- Superconductor magnético
- Conjunto de bobinas de gradiente de campo magnético
- Pulsos de radiofrecuencia.

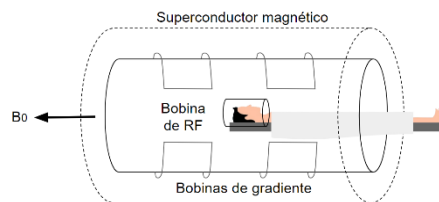


Figura 3. Esquema de las componentes principales de un MRI

El superconductor magnético produce un campo magnético constante en una sola dirección, como se observa en la Figura 3, las bobinas de gradiente generan una variación en dicho campo magnético constante. La expresión del campo magnético generado tanto por el superconductor magnético como por las bobinas de gradiente está dada por la expresión (1).

$$\mathbf{B} = xG_x\hat{x} + yG_y\hat{y} + zG_z\hat{z} + B_0\hat{z}, \quad (1)$$

donde xG_x , yG_y y zG_z corresponden a los valores de los gradientes en un punto en específico para las tres coordenadas y B_0 es la magnitud del campo magnético constante.

Los protones de los hidrógenos de la molécula de agua preceden a una frecuencia y dirección aleatoria cuando se encuentran fuera de un campo magnético, en cambio, al interactuar con uno (como el generado por el superconductor magnético de un MRI) comenzarán a preceder a una frecuencia y dirección específica, a dicha frecuencia se le denomina frecuencia de Larmor y está dada por expresión (2).

$$\omega = \gamma B, \quad (2)$$

donde γ es la constante giromagnética de los protones y B el campo magnético externo con el que interactúan. Los protones al interactuar con un campo magnético pueden tomar dos posibles direcciones, denominadas paralela y antiparalela, la paralela se encuentra en la dirección del campo magnético y la antiparalela en contra de él, como se puede observar en la Figura 4.

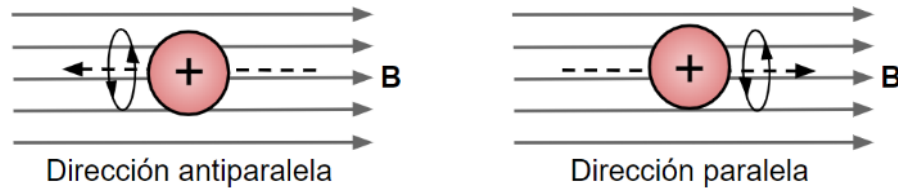


Figura 4. Posibles direcciones de precesión

Los protones que se encuentran en un nivel de menor energía permanecen en la dirección paralela, debido a que es la que está a favor del campo magnético, por lo tanto, es la dirección preferente para las partículas. Sin embargo, lo explicado anteriormente son generalizaciones, puesto que no todos los protones se encuentran precediendo a la misma frecuencia y en alguna de las dos direcciones antes mencionadas con exactitud, existen variaciones derivadas de diferentes fenómenos. Una vez que el cuerpo humano se coloca en el interior de un MRI sucederá lo antes descrito, posteriormente el aparato emitirá pulsos de radiofrecuencia con la frecuencia a la que se encuentran precediendo los protones, esto con la finalidad de que absorban la mayor cantidad de energía posible proveniente de dichos pulsos y así lograr que una vez sean apagados, los protones emitan la energía absorbida para ser procesada y transformada en imágenes.

3.3 Estructura fina

Como se mencionó anteriormente, la frecuencia y dirección con la que preceden todos los protones de las moléculas de agua no es exactamente la misma debido a distintos fenómenos, uno de ellos es el efecto de estructura fina, el cual está dado por las contribuciones del efecto de acoplamiento espín-órbita y el efecto de corrección relativista. El acoplamiento espín-órbita es un fenómeno que ocasiona el cambio en los niveles de energía de las partículas [2] debido a la interacción entre el momento magnético de espín del protón (μ_p) con el campo magnético generado por el electrón (para este modelo ejemplificado en la Figura 2), dando como resultado el hamiltoniano de la ecuación (3).

$$\hat{H}_{so} = \frac{1}{2m_p^2 c^2 r} \frac{dV}{dr} \mathbf{S} \cdot \mathbf{L}, \quad (3)$$

donde m_p es la masa del protón, c es la velocidad de la luz, r es la distancia del electrón al protón, V es el potencial de Coulomb generado por el electrón donde los protones se mueven, \mathbf{S} y \mathbf{L} son los operadores de momento de espín y orbital, respectivamente, cada uno con sus componentes tridimensionales (donde k podrá ser x, y, z).

El efecto de corrección relativista surge debido al movimiento del electrón alrededor del núcleo ocasionando también una variación en los niveles de energía, aunque dicho efecto es

pequeño puede ser detectado por técnicas de espectroscopía. La expresión (4) muestra el hamiltoniano de la corrección antes mencionada.

$$\hat{H}_R = -\frac{\hat{p}^4}{8m_p^3c^2}, \quad (4)$$

donde \hat{p} es el momento lineal del protón. El efecto de estructura fina se encuentra descrito entonces por la ecuación (5) que son la suma de las contribuciones de (3) y (4).

$$\hat{H}_{FS} = \frac{1}{2m_p^2c^2r} \frac{dV}{dr} S \cdot L - \frac{\hat{p}^4}{8m_p^3c^2} \quad (5)$$

3.4 Efecto Zeeman anómalo

Las variaciones en los niveles de energía debido al efecto Zeeman es a causa de la interacción entre el momento magnético de espín del protón (μ_p) con un campo magnético externo. El efecto Zeeman no toma en cuenta al espín la partícula a comparación con el efecto Zeeman anómalo donde si se toma en cuenta. La expresión (6) muestra el hamiltoniano del efecto Zeeman anómalo.

$$\hat{H}_Z = \frac{e}{2m_e c} (\mathbf{L} + \mathbf{gS}) \cdot \mathbf{B}, \quad (6)$$

donde \mathbf{B} es el campo magnético externo.

4. METODOLOGÍA

4.1 Función de onda

La función de onda para este modelo está dada por la ecuación (7).

$$\Psi_{l_1, m_1; l_2, m_2}(\theta, \varphi) = Y_{l_1, m_1}(\theta, \varphi) Y_{l_2, m_2}(\theta + 0.58\pi, \varphi + \pi), \quad (7)$$

donde las Y representan la parte angular de la solución del átomo de hidrógeno con sus respectivos números cuánticos (l y m), cada Y le corresponde a cada protón. Para obtener la expresión (7) se basó en el artículo antes citado, se agregó la dependencia angular y se graficó dicha función para tres casos que se pueden observar en la Figura 5.

4.2 Obtención de los niveles de energía

Primero se obtuvieron los niveles de energía de la molécula de agua utilizando el modelo antes descrito y la expresión (8) obtenida del mismo artículo.

$$E_{0i} = \frac{\hbar^2}{2m_p d_0^2} l_i(l_i + 1) + V_i, \quad (8)$$

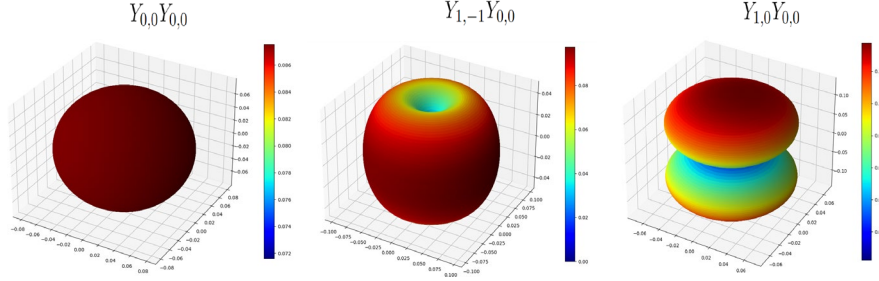


Figura 5. Gráficas de la función de onda para tres casos

donde el subíndice $i = 1, 2$ representa a cada protón, d_o es la distancia del electrón al protón (ver Figura 2) y V_i está dada por la ecuación (9).

$$\hat{V}_i = \frac{1}{4\pi\epsilon_0} \left(-\frac{2e^2}{d_o} + \frac{e^2}{2d_p} \right), \quad (9)$$

donde d_p es la distancia de protón a protón, e es la carga del protón y ϵ_0 es la constante de permitividad eléctrica.

Posteriormente se realizó una analogía del efecto de estructura fina para obtener los niveles de energía de la molécula de agua antes de ingresar a un campo magnético, primero se analizó la expresión (3) donde el hamiltoniano depende de la derivada de un potencial y como se mencionó anteriormente, el radio del modelo con el que estamos trabajando no varía, por lo tanto, dicho potencial es constante y la derivada es cero, concluyendo en que el efecto espín-órbita no contribuye en las energías. Por otro lado, se trabajó con la ecuación (4), se obtuvo el valor esperado del hamiltoniano de dicha expresión, para ello primero se despejó \hat{p}_i^2 de la ecuación (10).

$$\hat{H}_{0_i} = \frac{\hat{p}_i^2}{2m_p} + \hat{V}_i \quad (10)$$

La expresión (10) muestra el hamiltoniano para cada protón al encontrarse sin interactuar con algún campo magnético. Posteriormente, elevando al cuadrado el despeje obtenido de (10) llegamos a la expresión (11).

$$\hat{p}_i^4 = 4m_p^2(\hat{H}_{0_i}^2 - 2\hat{H}_{0_i}\hat{V}_i + \hat{V}_i^2) \quad (11)$$

Se sustituyó la ecuación (11) en la (4) y se calculó el valor esperado para así obtener una expresión para las energías.

$$\langle \hat{H}_{R_i} \rangle = E_{R_i} = -\frac{1}{8m_p^3c^2} \langle \hat{p}_i^4 \rangle = -\frac{1}{2m_p c^2} (E_{0_i}^2 - 2V_i E_{0_i} + V_i^2) \quad (12)$$

Se obtuvo después las energías de la molécula de agua al interactuar con el campo magnético constante generado por el superconductor magnético por medio del efecto Zeeman anómalo, el campo magnético constante se encuentra en la dirección z, por lo tanto, se llegó a la ecuación (13) por medio de la (6).

$$\hat{H}_{zei} = -\frac{eB}{2m_p c} (\hat{L}_{1z} + \hat{L}_{2z} + g(\hat{S}_{1z} + \hat{S}_{2z})) \quad (13)$$

Se calculó el valor esperado de la expresión (13) considerando la ecuación (14).

$$J_z |j, m\rangle = m\hbar |j, m\rangle. \quad (14)$$

De esa forma se llegó a la expresión (15).

$$E_{zei} = -\frac{eB\hbar}{2m_p c} (m_{l_1} + m_{l_2} + gm_{s_1} + gm_{s_2}) \quad (15)$$

A continuación se calcularon las energías de la molécula al interactuar ahora con el campo magnético generado por las bobinas de gradiente utilizando igual el efecto Zeeman anómalo, para ello se sustituyó el campo magnético de los gradientes de la ecuación (1) en la ecuación (6) considerando la expresión (16).

$$\hat{S}_i = \hat{S}_{i_x} + \hat{S}_{i_y} + \hat{S}_{i_z}, \quad \hat{L}_i = \hat{L}_{i_x} + \hat{L}_{i_y} + \hat{L}_{i_z} \quad (16)$$

Se obtuvo entonces la expresión (17).

$$\hat{H}_{zv} = -\frac{e}{2m_p c} [\sum_k k G_k (\hat{L}_{1k} + \hat{L}_{2k}) + g (\sum_k k G_k (\hat{S}_{1k} + \hat{S}_{2k}))], \quad (17)$$

Utilizando las propiedades dadas por (18) y (19) para el momento angular total se obtuvo el valor esperado de (17) dado por la expresión (20).

$$J_{\pm} |j, m\rangle = \hbar \sqrt{j(j+1) - m(m \pm 1)} |j, m \pm 1\rangle \quad (18)$$

$$J_x = \frac{J_+ + J_-}{2i}, J_y = \frac{J_+ - J_-}{2}. \quad (19)$$

$$\langle \hat{H}_{zv} \rangle = E_{zvi} = -\frac{ezG_z\hbar}{2m_p c} [(m_1 + m_2) + g(m_{s_1} + m_{s_2})] \quad (20)$$

5. RESULTADOS

Las energías totales están dadas por la suma de las energías del primer y segundo protón. Por lo tanto, se sustituyeron los valores correspondientes en la ecuación (8), para el estado base se obtuvo que la energía es de -50.71653027 eV y para todos los estados posibles del primer estado excitado se obtuvo que la energía es de -50.71198952 eV. Posteriormente, se sustituyeron los valores correspondientes del estado base y el primer estado excitado en la ecuación (12) para los dos protones y sumando sus respectivas energías se obtuvo que para el estado base, el efecto de estructura fina no ocasiona alguna variación en la energía, pues resultó en cero, pero para el primer estado excitado la energía es de 1.3707×10^{-6} eV. Consecuentemente se sustituyeron los valores correspondientes a las especificaciones de un MRI Siemens MAGNETOM Skyra 3T MRI Scanner en la ecuación (15) considerando el

campo magnético constante y en la ecuación (20) tomando el campo magnético generado por las bobinas de gradiente, esto para el primer y segundo protón. Sumando las energías obtenidas de (15) y (20) una vez sustituidos los valores para el estado base y el primer estado excitado y sumando la energía de 1.3707×10^{-6} eV solo para el primer estado excitado, se llegó a las energías de la molécula de agua que se muestran en la Tabla 1.

Tabla 1. Energías de la molécula de agua al interactuar con el campo magnético constante generado por el superconductor magnético y con el generado por las bobinas de gradiente para el primer estado excitado y el estado base

Estado	$(l_1, l_2; m_1, m_2; m_{s1}, m_{s2})$	Energía ($\times 10^{-6}$ eV)
Base	$(0, 0; 0, 0; \pm, \mp)$	0
Primer estado excitado	$(1, 0; -1, 0; -, -)$	1.9953
	$(1, 0; 0, 0; -, -)$	1.9004
	$(1, 0; 1, 0; -, -)$	1.8056
	$(1, 0; -1, 0; \pm, \mp)$	1.4655
	$(1, 0; 0, 0; \pm, \mp)$	1.3707
	$(1, 0; 1, 0; \pm, \mp)$	1.2758
	$(1, 0; -1, 0; +, +)$	0.9358
	$(1, 0; 0, 0; +, +)$	0.8409
	$(1, 0; 1, 0; +, +)$	0.7406

Por último, se le sumó a la energía del estado base de la Tabla 1 la siguiente energía -50.71653027 eV y a las posibilidades del primer estado excitado de la misma tabla se le sumó -50.71198952 eV, obteniendo así los valores de la Tabla 2.

Tabla 2. Energías de la molécula de agua al interactuar con el campo magnético generado por las bobinas de gradiente y por el superconductor magnético para el primer estado excitado y el estado base

Estado	$(l_1, l_2; m_1, m_2; m_{s1}, m_{s2})$	Energía (eV)
Base	$(0, 0; 0, 0; \pm, \mp)$	-50.71653027
Primer estado excitado	$(1, 0; -1, 0; -, -)$	-50.71198752
	$(1, 0; 0, 0; -, -)$	-50.71198762
	$(1, 0; 1, 0; -, -)$	-50.71198771
	$(1, 0; -1, 0; \pm, \mp)$	-50.71198805
	$(1, 0; 0, 0; \pm, \mp)$	-50.71198815
	$(1, 0; 1, 0; \pm, \mp)$	-50.71198824
	$(1, 0; -1, 0; +, +)$	-50.71198858
	$(1, 0; 0, 0; +, +)$	-50.71198868
	$(1, 0; 1, 0; +, +)$	-50.71198878

6. CONCLUSIONES

De la Tabla 2 podemos observar que existen variaciones en las energías, sin embargo, aún falta obtener las diferencias de energía entre los estados indicados en los resultados, las frecuencias asociadas a esas diferencias son las que requiere el pulso para poder excitar el sistema y realizar esas transiciones, al relajarse el sistema emitirá la energía absorbida, la cual es detectada por las antenas del MRI y procesada para generar las imágenes. Nótese que las transiciones que proporcionarán mayor emisión vienen dadas por dos estados extremos, estos resultan en la mayor diferencia posible, si se tiene una mayor diferencia se tendrá mayor emisión, por lo tanto, mayor señal.

7. REFERENCIAS

- [1]. J. Ramírez y L. Arias et al., Importancia de la difusión de la cultura del agua en estudiantes de la división de ingenierías del campus Guanajuato Jóvenes en la ciencia. 3, (2017)
- [2]. N.Zettili Quantum mechanics: Concepts and Applications, John Wiley and Sons, Ltd, (2009).
- [3]. C. H. Zepeda Fernández, J. L. Aguilar Cuevasb, and E. Moreno Barbosa et al., Proton wave function in a water molecule: breakdown of degeneracy caused by interactions with the magnetic field of a magnetic resonance imaging device, Revista Mexicana de Física, (2021).
- [4]. N. Smith and A. Webb et al., Introduction to medical imaging: Physics, Engineering and Clinical Applications, Cambridge text in biomedical engineering, pp. 204-280, (2011).

DISEÑO Y FABRICACIÓN DE FANTOMAS MAMARIOS PARA EVALUACIÓN DE PRUEBAS DE CALIDAD DE IMÁGENES MASTOGRÁFICAS

Guadalupe Sandoval Moreno, Ricardo Agustín Serrano & Eduardo Moreno Barbosa

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla,
guadalupe.sandovalm@alumno.buap.mx, emoreno@fcfm.buap.mx &
ragustin@fcfm.buap.mx.

RESUMEN

El objetivo de este trabajo es diseñar y producir dos modelos de maniqués mamarios (uno plano y otro antropomorfo) mediante impresión 3D utilizando el método de modelación por deposición fundida. Estos maniqués deben ser reproducibles, duraderos y fabricados con materiales que tengan características de atenuación lineal similares a los principales tejidos mamarios: adiposo, glandular y cutáneo. Se utilizaron materiales como PETG, PLA, HIPS y ABS. También se implementaron insertos de resina fotosensible de tamaños menores o iguales a 0.5 mm, que simulan los coeficientes de microcalcificaciones. Se observó que la combinación HIPS/PETG es menos absorbente que ABS/PLA ya que permite una mayor transmisión de intensidad. Los coeficientes de determinación más cercanos a la unidad se encontraron a un voltaje de 27 KeV y un amperaje de 75 mAs.

Palabras claves: maniqués mamarios, fantasmas mamarios, impresión 3D

ABSTRACT

The purpose of this work is to design and produce two breast phantoms models (one is flat and the other anthropomorphic) through 3D print, we have used the fused deposition modeling method; these phantoms should be reproducible, durable over time and made with materials that have linear attenuation characteristics close to those of the main breast tissues: adipose, glandular and cutaneous. For this reason were used: PETG, PLA, HIPS and ABS. It is also sought to implement photosensitive resin inserts of sizes less than or equal to 0.5 mm whose linear attenuation coefficients simulate in a similar way the coefficients of microcalcifications. It was found that the combination of HIPS/PETG is less absorbent than ABS/PLA since it allows a greater intensity transmission. The determination coefficients are to close to unity occur at a voltage of 27 KeV and a current 75 mAs.

Key words: breast mannequins, breast phantoms, 3D print

1. INTRODUCCIÓN

El Cáncer de mama es uno de los cánceres más comunes en todo el mundo, representa el 25% de los casos de cáncer diagnosticados y el 15% de las muertes relacionadas con Cáncer entre

las mujeres ^[1]. Se estima que unas 508,000 mujeres mueren anualmente por cáncer de mama, esta es una indicación de un aumento en las muertes por cáncer de mama, aproximadamente 119,000 con respecto al año 2017 ^[2]. En el 2017 en México se registró que 24 de cada 100 egresos hospitalarios en población de 20 años o más por tumores malignos son por cáncer de mama, mientras que la tasa de mortalidad por este cáncer es de 17.19 defunciones por cada 100 mil mujeres de 20 años o más ^[3]. En un estudio realizado en Taishan Medical University en 2019, se sugiere que la mamografía de rutina sigue siendo la principal herramienta de diagnóstico y detección de cáncer de mama debido a su capacidad de detección en etapa temprana y reducción en la incidencia de este en etapa tardía ^[4].

Para verificar el correcto funcionamiento de los aparatos mastográficos se utilizan fantasmas o maniqués de prueba, “una de las aplicaciones clave de los fantasmas antropomórficos se encuentra en el campo de las pruebas, la evaluación y la aclaración del papel y los beneficios de las modalidades de imagen recientemente desarrolladas” ^[5]. Por ello surge la necesidad de fabricar fantasmas mamarios con materiales clave, los cuales, al ser expuestos a radiación ionizante, es decir los rayos X producidos durante la mamografía, reflejen en las imágenes obtenidas resultados de atenuaciones de intensidades que se aproximen considerablemente a las obtenidas cuando los rayos X interactúan en los tejidos biológicos reales.

2. TEORÍA

Existen distintos parámetros de evaluación para los fantasmas que proporcionan información cuantitativa útil para analizar las imágenes resultantes en las pruebas mastográficas, como: SNR (signal-to-noise ratio), tasa de detección de objetos, resolución de contraste, resolución espacial, identificación de artefactos, distorsiones geométricas, etc. A continuación, se definirán las pruebas más relevantes.

a. Taza de detección de objetos

Capacidad del sistema mamográfico de identificar y visualizar correctamente objetos específicos en el área examinada. Esta métrica evalúa la efectividad del sistema para detectar diversas anomalías mamarias como pueden ser: masas, quistes, nódulos, calcificaciones, etc.

b. Relación señal ruido (SNR)

La relación señal-ruido es la correlación entre el nivel de la señal deseada sobre el nivel del ruido de fondo del aparato de medición. La señal digital es directamente proporcional al número de fotones que inciden en el receptor de imagen ^[6]. En el contexto de la mamografía un valor alto de SNR, indica que la señal de la imagen es mucho mayor que el ruido, lo que resulta en una imagen más clara y precisa. Esto es fundamental para la detección y diagnóstico de anomalías.

c. Resolución de contraste

Precisión con la que un sistema de imagen diferencia entre las variaciones de intensidades resultantes (en una escala de grises), que permite distinguir entre detalles finos y contrastes mínimos entre áreas adyacentes, es decir diferenciar variaciones entre tejidos con densidades o composiciones ligeramente diferentes. La cantidad de resolución de contraste determina la cantidad de bits necesarios por píxel. Por lo tanto,

las modalidades de obtención de imágenes con una resolución de contraste más alta requieren más bits por píxel ^[7].

d. Resolución espacial

Capacidad de un sistema de captar pequeños detalles en la imagen. La resolución espacial límite es el tamaño del objeto más pequeño que un sistema de imágenes puede resolver o distinguir ^[7].

e. Identificación de artefactos

Proceso de reconocer y analizar anomalías o irregularidades en imágenes médicas que no corresponden a estructuras anatómicas reales.

f. Distorsiones geométricas

Alteraciones en la representación de la forma o posición de estructuras en una imagen.

Como se ha mencionado ya, el contraste en una imagen que implique el uso de rayos X (radiografía, fluoroscopia, mamografía y CT) es producido por la composición de los diferentes tejidos que afectan el coeficiente de absorción local de los rayos X ^[7]; la absorción de esa energía va disminuyendo en función del coeficiente de atenuación lineal (μ) del tejido en cuestión del que se hable, ya que la absorción de la radiación por un material depende de la energía del fotón y sus propiedades de atenuación, el coeficiente de absorción (β) está dado por Ivanov et al. ^[8] en la siguiente ecuación (1).

$$\beta(E) = \frac{hc}{4\pi E} \mu(E) \quad (1)$$

Esta ecuación (1) representa la cantidad de radiación absorbida por un material o tejido a una energía (E), en lugar de ser transmitida o dispersada y aporta mucha información en las imágenes médicas ya que cada tejido tiene diferentes capacidades de absorción; existe una relación intrínseca entre la ecuación (1) y el coeficiente de atenuación lineal (μ), el cual se indica la fracción de fotones eliminados por unidad de longitud al atravesar un material, es decir, describe la "resistencia" del material a los rayos X. El coeficiente de atenuación lineal está dado por la ley de Lambert-Beer:

$$\frac{1}{x} \ln \left(\frac{I_0}{I_s} \right) = \mu \quad (2)$$

A medida que los fotones atraviesan el material su intensidad disminuye debido a la absorción y dispersión dentro de este, (μ) indica qué tan rápido ocurre esta reducción, ecuación (2). A partir de las intensidades es posible calcular la SNR y la resolución de contraste. Las otras pruebas dependen en mayor medida de la capacidad del sistema de imágenes.

En el presente trabajo se analizarán los coeficientes de atenuación lineal de todos los materiales individualmente y de los materiales sobrepuestos. Además, se analizará la prueba de detección de objetos, ya que las demás pruebas se analizarán respecto al fantoma antropomorfo.

3. PARTE EXPERIMENTAL

El presente proyecto consta de tres fases, dos análogas y una tercera para integración de lesiones. La primera corresponde al desarrollo del fantoma plano y la segunda al del antropomorfo.

Todas las pruebas se hicieron con las siguientes consideraciones: se utilizó el mastografo Hologic Lorad M-IV a tres diferentes voltajes: 25, 27 y 30 KeV y un amperaje fijo de 75 mAs, estos valores se usaron debido a que los voltajes bajos tienen una mayor probabilidad de ser absorbidos por el tejido mamario mejorando así el contraste de los tejidos, las dosis de radiación son menores y producen menos dispersión de rayos X en el cuerpo, produciendo imágenes más detalladas y nítidas.

Desarrollo del fantoma plano

Inicialmente se trabajó en el diseño del fantoma plano mediante el uso de los software de diseño 3D FreeCAD y Blender, se hicieron distintos diseños de acuerdo con las características que se querían cubrir: taza de detección de objetos, distorsiones geométricas, etc.

Posteriormente se eligieron los materiales de construcción: copoliéster de polietilentereftalato glicol (PETG), ácido poliláctico (PLA), poliestireno de alto impacto (HIPS) y acrilonitrilo butadieno estireno (ABS). Se ha reportado el uso de PLA y ABS en la literatura para la construcción de fantomas [5, 8, 9, 10], el filamento de PETG y de PLA tienen densidades similares y análogamente el de HIPS y ABS. El propósito del uso de estos materiales es comprobar su similitud con los ya reportados y su posible aplicación para los fantomas, por ello se decidió trabajar con ellos; posteriormente se realizó un análisis de atenuación de los diferentes materiales, para ello se imprimieron en 3D mediante el método de modelación por deposición fundida, un conjunto cuñas escalonadas de medidas: 15 mm de ancho, 90 mm de largo y 45 mm de alto, cada uno de los escalones tenía un grosor de 5 mm. Para la impresión de las cuñas se utilizó una impresora Bambulab X1 carbon.

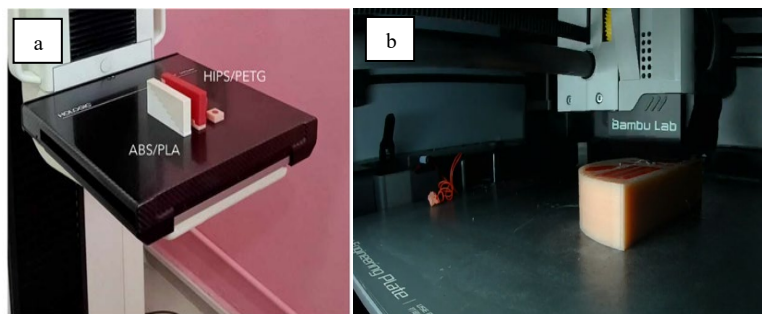


Figura 1. a) Arreglo Experimental: cuñas escalonadas ensambladas. b) Impresión 3D de fantoma plano

Cada una de estas cuñas fue irradiada para posteriormente hacer el análisis de atenuaciones; para ello se tomaron dos muestras, una de cada una de las cuñas escalonadas individualmente y la segunda de una cuña acoplada a otra (Figura 1a), el orden fue ABS sobre PLA y HIPS sobre PETG, esto con el propósito de conocer la interacción de atenuación de un material sobre otro.

Posteriormente se calculó el coeficiente de atenuación lineal de cada material a los distintos grosores, para después hacer el análisis de los parámetros anteriormente mencionados.

3.1 Desarrollo del fantoma antropomorfo

El diseño del fantoma antropomorfo se trabajó en el software de diseño de código abierto VICTRE (The Virtual Imaging Clinical Trials for Regulatory Evaluation, Fig. 2-a) [11], este software se utiliza para la creación de imágenes mamarias in silico para evaluar dispositivos de mamografía digital (DM) como tomosíntesis mamaria (DBT), en la Fig. 2-b se muestra el diseño preliminar para el fantoma antropomorfo.

Trabajo a futuro

Continuando con la segunda fase, se utilizará las caracterizaciones de los materiales hechas previamente, para poder analizar los resultados de las atenuaciones obtenidas a partir del fantoma antropomorfo, es decir en la sobreposición de intensidades. Además, se someterá a dicho fantoma a las pruebas antes mencionadas, con los mismos valores de radiación. En esta fase se concluirá con el análisis del resto de parámetros de evaluación de los fantomas.



Figura 2. a) Imagen adaptada de Badano et al. VICTRE, software de código abierto b) Diseño preliminar de fantoma antropomorfo

3.2 Integración de lesiones

Finalmente se incluyeron objetos fabricados a partir de resina combinada con barita (material fotosensible) para recrear microcalcificaciones. En la Fig. 3 se muestra una imagen de estas estructuras de barita (Fig. 3-a) comparadas con una calcificación en una mama real (Fig. 3-b), mientras que en 3-c y 3-d se muestran los histogramas de intensidades de ambos objetos (estructuras de barita y una calcificación respectivamente) que conforman las áreas de interés.

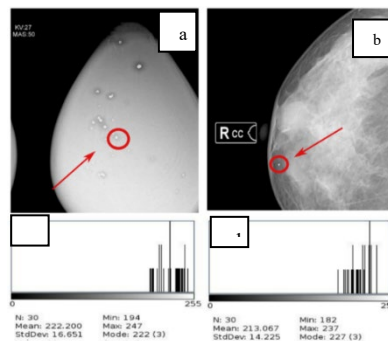


Figura 3. a) Prótesis de silicona que contiene estructuras milimétricas impresas en 3D que simulan microcalcificaciones. b) Calcificación en una mama real. c) Histograma de intensidades de una microcalcificación de resina. d) Histograma de intensidades de calcificación real

3.3 Resultados

En el análisis de las cuñas escalonadas (Fig 4.) se observa una distorsión geométrica en el borde superior correspondiente al escalón de grosor de 45 mm, lo que en consecuencia causó pérdida de resolución espacial y resolución de contraste, por ello para el análisis subsecuente se consideraron únicamente los grosores que van de 5-40 mm.

Respecto a la relación entre las intensidades y el grosor del material se obtuvieron las ecuaciones para las curvas de ajuste exponencial que se presentan en la Tabla 1. Es posible observar que los materiales con coeficientes de determinación más cercanos a 1 son el HIPS y el ABS para los distintos voltajes, lo que sugiere una fuerte correlación entre las variables.

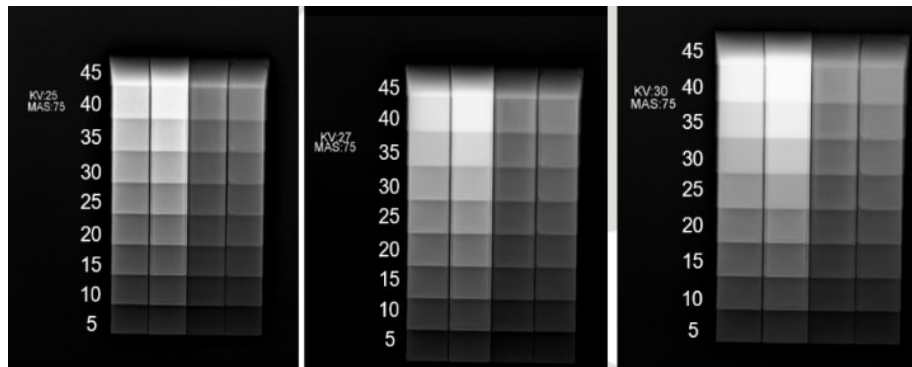


Figura 4. Mamografías de cuñas escalonadas a 25, 27 y 30 KeV a 75 mAs constantes en el orden: PETG, PLA, HIPS y ABS

Tabla 1. Ecuaciones de ajuste exponencial

Valores de entrada	Material	Ecuación de ajuste	Coefficiente de determinación R2
25 KeV & 75mAs	PETG	$y=1485.30 \exp(-0.05x)$	0.89
	PLA	$y=1919.67 \exp(-0.07x)$	0.85
	HIPS	$y=1070.60 \exp(-0.01x)$	0.96
	ABS	$y=1073.77 \exp(-0.01x)$	0.97
27 KeV & 75mAs	PETG	$y=1487.72 \exp(-0.05x)$	0.91
	PLA	$y=1941.27 \exp(-0.07x)$	0.85
	HIPS	$y=112.74 \exp(-0.01x)$	0.96
	ABS	$y=1105.00 \exp(-0.01x)$	0.97
30 KeV & 75mAs	PETG	$y=1913.94 \exp(-0.07x)$	0.85
	PLA	$y=2582.81 \exp(-0.10x)$	0.85
	HIPS	$y=1117.52 \exp(-0.02x)$	0.97
	ABS	$y=1120.37 \exp(-0.02x)$	0.96

En la Fig. 5-a se presentan las relaciones para cada uno de los materiales a los distintos voltajes y con un amperaje fijo. Se observa que los gráficos se dividen en dos grupos, el primero en la parte superior de la gráfica pertenece a los materiales HIPS y ABS, mientras que el segundo grupo con una curva más pronunciada corresponde a los materiales PETG y PLA, esto ocurre debido a que el PETG y PLA tienen densidades mayores a las del HIPS y ABS, que como se mencionó con anterioridad tienen densidades muy parecidas entre sí. Es decir que las curvas de HIPS y ABS decrecen de manera más lenta.

Tabla 2. Ecuaciones de ajuste exponencial de la sobreposición de materiales

Valores de configuración del equipo	Material	Ecuación de ajuste	Coefficiente de determinación R ²
25 KeV 75mAs	ABS/PLA	$y=516.68 \exp(-0.25x)$	0.98
	HIPS/PETG	$y=519.93 \exp(-0.19x)$	0.97
27 KeV 75mAs	ABS/PLA	$y=602.40 \exp(-0.17x)$	0.97
	HIPS/PETG	$y=571.28 \exp(-0.13x)$	0.98
30 KeV 75mAs	ABS/PLA	$y=568.58 \exp(-0.14x)$	0.99
	HIPS/PETG	$y=585.43 \exp(-0.1x)$	0.98

En la Fig. 5-b se presentan las curvas de ajuste exponencial de la sobreposición de las cuñas de ABS sobre PLA y HIPS sobre PETG. Se puede observar que la combinación de cuñas HIPS/PETG muestra una menor disminución de la intensidad con el aumento del grosor del PET en comparación con ABS/PLA (cuando el PLA tiene mayor grosor), lo que indica que esta sobreposición de materiales es menos absorbente.

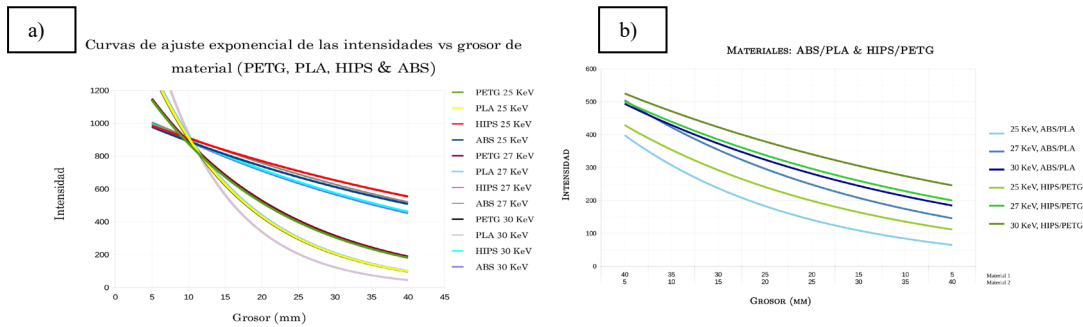


Figura 5. Curvas de ajuste exponencial de las Intensidades vs Grosor del material a) del PETG, PLA, HIPS & ABS. b) de la sobreposición de las cuñas de ABS sobre PLA y HIPS sobre PETG

También se puede observar en la Fig. 5-b, que a mayor grosor de la cuña superior mayor intensidad lo que sugiere que el material es menos absorbente, mientras que cuando la cuña con mayor grosor se encuentra debajo permite más la absorción de energía. En el caso específico del HIPS/PETG. Con relación a la tasa de detección de objetos, se hicieron dos modelos de fantoma distintos, el primero consistía en medio cilindro de PETG con figuras interiores de HIPS y el segundo viceversa, medio cilindro de HIPS con figuras internas de PETG; las tasas de detección de objetos fueron del 100% para ambos casos, en la Fig. 6-a se ilustra el caso de PETG en la capa exterior y HIPS como objetos interiores, mientras que en la Fig. 6-b se muestran las mastografías hechas al fantoma.

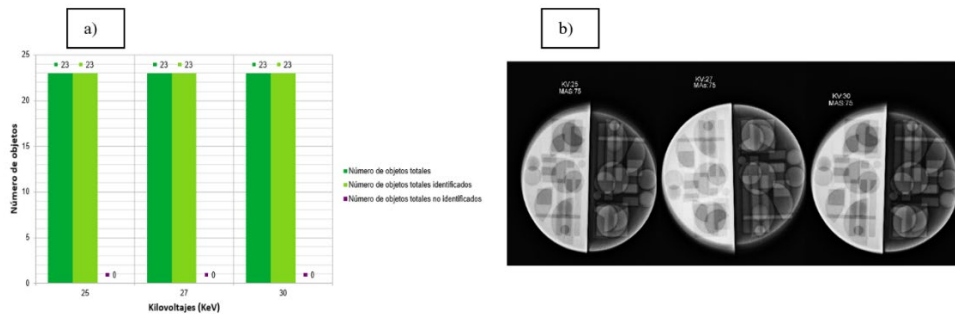


Figura 6. a) Comparación entre los objetos totales y los identificados, PETG (capa exterior), objetos interiores (HIPS). B Fantoma plano a distintas energías.

4. CONCLUSIONES

Coefficientes de atenuación lineal: los coeficientes de determinación más cercanos a la unidad se dan a un voltaje de 27 KeV, lo que sugiere que en la práctica clínica puede ser un valor de interés al momento de obtener imágenes. En el caso de la superposición de materiales, a un voltaje de 30 KeV y amperaje fijo de 75 mAs ya que su coeficiente de determinación es de 0.99 para las curvas de ajuste exponencial (Tabla 2.), lo que sugiere que la exactitud de correlación entre variables es mayor. La combinación de cuñas de los materiales HIPS/PETG es menos absorbente que la de las cuñas de ABS/PLA ya que permite una mayor transmisión de intensidad, especialmente a energías más altas. La energía del haz también influye, ya que energías más altas resultan en una menor absorción y mayor intensidad transmitida para un mismo grosor de material.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al Laboratorio de Impresión 3D, perteneciente a la Facultad Ciencias Físico Matemáticas, el apoyo y la asistencia brindados. Así como al laboratorio Ebenezer Servicios Médicos por las facilidades para realizar las pruebas de mastografía y a los TR. Lizeth López y Agustín Alejandro Jardines Ramos, por el gran apoyo ofrecido.

5. REFERENCIAS

- [1]. Stewart, B.W. and Wild, C. and International Agency for Research on Cancer, “World Cancer Report 2014”, vol 5, no. 12, p.470-476. (2014); <https://books.google.com.mx/books?id=vjd4oAEACAAJ>
- [2]. Balali G. I., Yar D. D., Dela V. G. A., Effah-Yeboah E., Asumang P., Akoto J.D. & Abdallah F. “Breast Cancer: A Review of Mammography and Clinical Breast Examination for Early Detection of Cancer”. vol 7, p. 7-19. (2020). [Doi:10.4236/oalib.1106866](https://doi.org/10.4236/oalib.1106866).
- [3]. Instituto Nacional de Estadística y Geografía. “Estadísticas a propósito del día mundial de la lucha contra el cáncer de mama (19 de octubre): comunicado de prensa” (NÚM. 462/20).(2020). <https://www.inegi.org.mx/contenidos/saladeprensa/aproposito/2020/Cancermama20.pdf>
- [4]. He, Y., Liu, Y., Dyer, B. A., Boone, J. M., Liu, S., Chen, T., Zheng, F., Zhu Y; Sun Y; Rong, Y., & Qiu, J. “3D- printed breast phantom for multi-porpose and multi-modality”. Vol 9, no.1, p. 63-74. (2019). [DOI: 10.21037/qims.2019.01.05](https://doi.org/10.21037/qims.2019.01.05)
- [5]. Di Franco, F., Mettivier, G., Sarno, A., Varallo, A. & Russo, P. “Manufacturing of physical breast phantoms with 3D printing technology for X-ray breast imaging”, p. 1-5. [doi: 10.1109/NSS/MIC42101.2019.9059986](https://doi.org/10.1109/NSS/MIC42101.2019.9059986).
- [6]. Hendee, W. R. & Ritenour R. E. “Medical Imaging Physics”, Fourth edition, p. 345.
- [7]. Bushberg, J. T., Seibert, J. A., Leidholdt, E. M. Jr. & Boone, J. M. “The essential physics of medical imaging”. Second edition, p. 83.

- [8]. Ivanov, D., Bliznakova, K., Buliev, I., Popov, P., Mettievier, G., Russo, P., Di Lillo, F., Sarno, A., Vignero, J., Bosmans, H., Bravin, A. & Bliznakov Z. “Suitability of low-density materials for 3D printing of physical breast phantoms” vol. 63, (2018) [DOI 10.1088/1361-6560/aad315](https://doi.org/10.1088/1361-6560/aad315)
- [9]. Varallo, A., Sarno, A., Castriconi, R., Mazzilli, A., D’Andria, P., Bliznakova, K., Ricciardi, R., Mettievier, G. & Russo, P. “Fabrication of 3D printed-derived anthropomorphic breast phantoms for mammography and digital breast tomosynthesis: Imaging assessment with clinical X-ray spectra”, vol 98, p. 88-97. (2022). [DOI:10.1016/j.ejmp.2022.04.006](https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2022.04.006)
- [10]. Mettievier, G., Sarno, A., Varallo, A. & Russo, P. “Attenuation coefficient in the energy range 14-36 keV of 3D printing materials for physical breast phantoms” vol. 67, no. 17, (2022). [DOI 10.1088/1361-6560/ac8966](https://doi.org/10.1088/1361-6560/ac8966).
- [11]. Badano, A., Graff, C. F., Badal, A., Sharma, D., Zeng, R., Samuelson F. W., Glick S. & Myers K. J. (2019). Virtual Imaging Clinical Trial for Regulatory Evaluation [Imagen]. Repositorio de GitHub. [VICTRE/README.md at master · DIDSR/VICTRE · GitHub](https://github.com/VICTRE/README.md)

ESTUDIO SOBRE LA FACTIBILIDAD EN PROTECCIÓN RADIOLÓGICA CON MALLA IMPRESA MEDIANTE TECNOLOGÍA 3D Y BaSO_4

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

Uno de los problemas sobre la vestimenta para protección radiológica es el plomo con el que se encuentra fabricada, lo que la hace pesada y poco flexible. En los últimos 4 años la tecnología de impresión 3D ha tomado relevancia para la obtención de alternativas de materia prima en protección radiológica. En el presente proyecto se elaboró, mediante el equipo de impresión 3D Creality LD-002H, un prototipo de malla flexible de resina con sulfato de bario (BaSO_4) en una concentración del 30%. Así mismo, se le realizó un estudio de atenuación de un haz de rayos x, utilizando el equipo portátil marca JOB modelo Porta100HF, aplicando voltajes de 40, 70 y 80 Kv con corrientes de 0.3, 25, 50 mAs respectivamente, donde se obtuvo una reducción al 51.2%, 77.4% y 81.4% de la radiación incidente en cada uno de los casos.

Palabras clave: Impresión 3D, protección radiológica, BaSO_4

ABSTRAC

One of the problems with radiological protection clothing is the lead it is made of, which makes it heavy and not very flexible. In the last 4 years, 3D printing technology has become relevant for obtaining alternative raw materials for radiological protection. In this project, using Creality LD-002H 3D printing equipment, a prototype of a flexible mesh made of resin with barium sulphate (BaSO_4) at a concentration of 30% was developed. An attenuation study of an x-ray beam was also carried out using portable JOB model Porta100HF equipment, applying voltages of 40, 70 and 80 Kv with currents of 0.3, 25 and 50 mAs respectively, where a reduction of 51.2%, 77.4% and 81.4% of the incident radiation was obtained in each of the cases.

Key words: 3D printing, radiological protection, BaSO_4

1. INTRODUCCIÓN

Para el diagnóstico y tratamiento de algunas enfermedades, así como la identificación de algunas lesiones se utilizan procedimientos como tomografías, radiografías, mamografías, entre otros, una de las principales características de estos es el uso de la radiación ionizante

para su funcionamiento. Sin embargo, la exposición a pequeñas dosis de esta radiación durante un período largo de tiempo aumenta el riesgo de tener efectos secundarios que pueden ser desde quemaduras en la piel, el acortamiento en la esperanza de vida, aumento de la probabilidad a desarrollar cáncer, entre otros más [5]. Así mismo la exposición a altas dosis de radiación provoca efectos perjudiciales para la salud como el síndrome de radiación aguda e incluso irreversibles como la muerte [6].

El área de protección radiológica se basa principalmente en disminuir la exposición a la radiación tanto para los pacientes como para el personal ocupacionalmente expuesto (POE) y al mismo tiempo obtener los mejores resultados posibles en los procedimientos que se estén realizando. Esto tomando ciertas medidas como estar lo más alejado posible de la fuente de radiación, que el tiempo de exposición sea el mínimo posible y la utilización de materiales capaces de atenuar la radiación que incide sobre ellos como el aluminio, plomo y sulfato de bario (BaSO_4), estos suelen ser manejados para la construcción de las salas de estudios radiológicos, los aparatos de rayos x, y la elaboración de blindaje como delantales plomados, gafas plomadas, protector de tiroides, entre otros [2].

Sin embargo, uno de los problemas sobre la vestimenta de blindaje es el plomo con el que se fabrica ya que la hace pesada, poco flexible y con problemas de agrietamiento. Debido a las nuevas tecnologías de hardware y software como la impresión 3D, en los últimos 4 años han surgido avances en la búsqueda de elementos alternativos para el blindaje en el área de protección radiológica, donde se realizan modificaciones a la composición del material de impresión para obtener atenuación de radiación con diferentes componentes, como por ejemplo bismuto [8] o nanopartículas de óxido de gadolinio [7].

Con base a un trabajo previo en el cual se diseñaron e imprimieron con el equipo 3D Creality LD-002H tres prototipos de material para protección radiológica, donde se obtuvo que, el prototipo de malla con escamas era el más viable por su flexibilidad y la capacidad de cubrir los espacios entre cada escama. En este proyecto se presenta un estudio preliminar sobre la atenuación de un haz de rayos x en el área clínica por medio de la malla con escamas flexible y ligera, este prototipo fue impreso con resina y BaSO_4 en una concentración del 30% [9]. Esto con el objetivo de que un futuro pueda ser utilizada en productos de protección radiológica.

2. TEORÍA

2.1 Radiación

A la liberación de energía en forma de ondas o corrientes de partículas se le conoce como radiación. Esta se encuentra presente en diversas formas como parte de nuestro entorno, cabe mencionar que también se puede describir con base al efecto que tiene sobre la materia con la que interactúa y generalmente la radiación es dividida en dos tipos: ionizante y no ionizante.

La radiación ionizante es cualquier tipo de radiación que puede eliminar un electrón orbital del átomo con el que interactúa (Figura 1). Este tipo de radiación puede provenir de fuentes naturales y artificiales como rayos cósmicos, la radiación terrestre, máquinas de rayos x, entre otros [3].

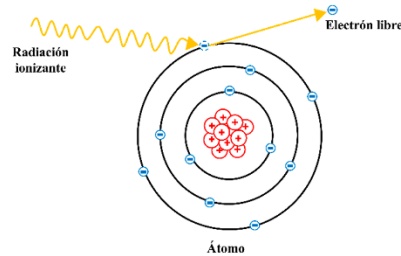


Figura 1. Ejemplo de un efecto de ionización de la radiación ionizante

Mientras que la radiación no ionizante es un tipo de radiación de energía relativamente baja por lo que no puede eliminar electrones de los átomos con los que interactúa. Esta se suele encontrar como ondas de radio, los rayos ultravioletas, la luz solar, entre otros.

2.2 Efectos biológicos de la radiación ionizante

Los efectos biológicos producidos por la radiación ionizante se clasifican en estocásticos y no estocásticos (determinísticos) cuya principal diferencia es la existencia de una dosis umbral que es la cantidad mínima de radiación por la cual una persona comienza a presentar daños a su salud.

Los efectos estocásticos ocurren cuando se generan daños en el ADN sin muerte celular. Con el aumento de la dosis de radiación este tipo de efecto muestra un incremento en la incidencia de su respuesta, pero no en su gravedad por lo que en este caso no existe la dosis umbral. Los dos principales efectos estocásticos que ocurren son los cánceres inducidos por radiación como leucemia, cáncer de mama, cáncer de piel, entre otros y los efectos hereditarios como alteraciones genéticas.

Por otra parte, los efectos determinísticos se presentan cuando ocurre un daño tan severo en el ADN que la célula muere, normalmente sucede con dosis muy altas de radiación administradas en un corto periodo de tiempo. En este caso la gravedad de la lesión biológica aumenta con el incremento de la dosis, por lo que si existe una dosis umbral y en dosis menores a la misma no se produce el efecto. Las respuestas determinísticas pueden incluir síndrome de radiación aguda, quemaduras en la piel, pérdida de cabello y lamentablemente en casos extremos la muerte.

2.3 Elementos de protección radiológica

Como una de las medidas en el área clínica de diagnóstico para tener un equilibrio entre los beneficios de la radiación ionizante y el riesgo que conlleva para las personas, se lleva a cabo la utilización de vestimentas de protección radiológica dependiendo del estudio a realizar y el grado de exposición que tendrá tanto el paciente como el POE. Generalmente la mayoría de este tipo de vestimenta que se encuentra en el mercado es fabricada con plomo (Pb) como guantes, mandiles, chalecos, faldas, collarines protectores de tiroides, entre otros.

El grosor normal para esta vestimenta protectora se encuentra entre 0.25, 0.5 y 1mm de placas de plomo equivalente. Aunque en realidad la vestimenta completa es mucho más gruesa que

estas dimensiones si proporciona la protección equivalente a los grosores de plomo que se muestran en la tabla 1 [4].

Tabla 1. Algunas características físicas de las vestimentas protectoras de plomo

PORCENTAJE DE ATENUACIÓN DE LOS RAYOS X				
Equivalente en grosor (mm Pb)	Peso (kg)	50 kvp	75kvp	100kvp
0.25	1.5 – 5.0	97.0	66	51
0.50	3.0 – 7.5	99.9	88	75
1.00	6.0 – 12.5	99.9	99	94

Se requiere de una protección de por lo menos 0.25mm de plomo en algunos casos, aunque la más normal es de 0.5mm de plomo donde es más evidente la relación entre el peso innecesario y la protección deseada puesto que el plomo es un metal pesado. Cabe mencionar que a pesar del peso y el agrietamiento que pueden presentar estos objetos, otro problema que preocupa a los usuarios es lo tóxico que es el plomo para la salud ya que a largo plazo puede ocasionar problemas en el corazón, daños en el sistema inmunológico, falta de concentración entre otros más.

2.4 BaSO₄ en protección radiológica

El sulfato de bario (BaSO₄) o también conocido como barita es un mineral metálico con peso específico que varía entre 4.3 a 4.6 gramos por cada centímetro cúbico (gr/cc), tiene como características principales ser inerte, no contaminante, muy común y no tóxico. Es por esto y por su capacidad de atenuar radiación que se suele utilizar como elemento en protección radiológica por ejemplo en algunos concretos que se utilizan para la elaboración de las salas de estudios radiológicos [1].

Así mismo se han llevado a cabo estudios para desarrollar materiales atenuadores como alternativas al plomo utilizando combinaciones de barita, de hecho, se ha mostrado que al utilizar una combinación entre resina fotosensible (utilizada en impresión 3D) y BaSO₄ en una concentración del 30% se tiene que se requiere de un espesor de material impreso de 0.29cm para reducir el 50% de la radiación incidente [9].

3. DESARROLLO EXPERIMENTAL

3.1 Diseño e impresión del prototipo de malla

Utilizando los programas SolidWorks 2023 y Meshmixer se diseñó el modelo de escama a utilizar en el prototipo de malla (figura 2).

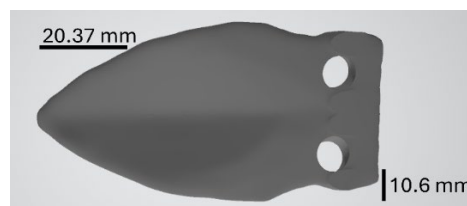


Figura 2. Modelo de escama de 20.37 x 10.6 x 1.5 mm

Posteriormente se procedió a preparar la concentración de resina fotosensible con el 30% de BaSO₄ en polvo, esta misma se implementó a la impresora Crealty LD-002H para la impresión de las escamas (figura 3).

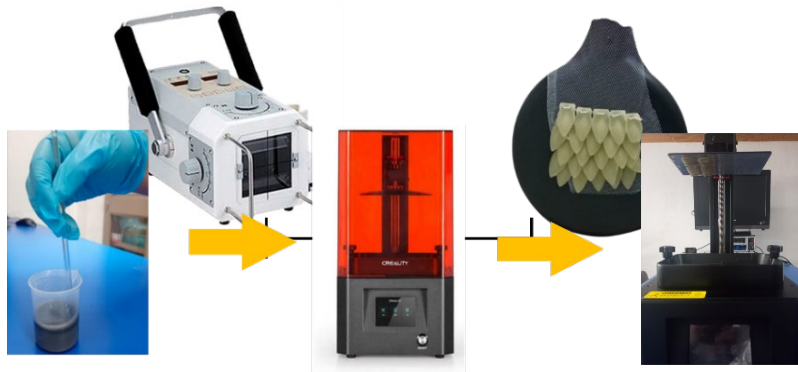


Figura 3. Proceso de preparación de resina fotosensible con el 30% de BaSO₄ e impresión de las escamas

Finalmente, al obtener las escamas impresas se procedió a su implementación en una tela para obtener el prototipo de malla completo (figura 4).



Figura 4. Prototipo de malla completo

3.2 Estudio de atenuación

Para el estudio de atenuación de haz de rayos X de la malla, se utilizó el equipo portátil marca JOB modelo Porta100HF y una cámara de ionización 10x6-180 - Radcal, esta misma se colocó a una distancia de 1m de la fuente de rayos x del equipo (figura 5).

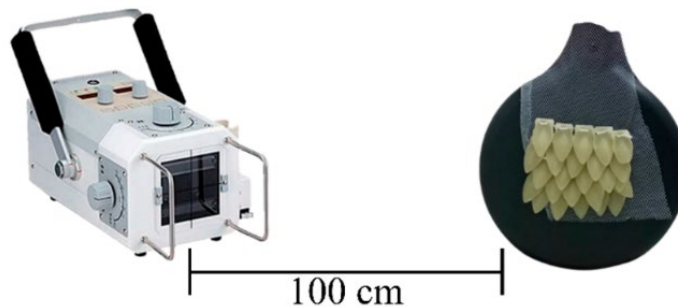


Figura 5. Arreglo experimental para el estudio de atenuación

Cabe mencionar que se estudió la atenuación utilizando tres diferentes parámetros de voltaje y corriente de la fuente los cuales fueron mínimos (40kv y 0.3mAs), medios (70kv y 25mAs) y altos (80kv y 50mAs), para cada caso se hizo incidir el haz doce veces tanto a la cámara de ionización sola como con el prototipo de malla añadido a la misma, las intensidades obtenidas con cada parámetro se procesaron utilizando el digitalizador Accu-Gold para posteriormente obtener su promedio (tabla 2).

Tabla 2. Promedios de las intensidades del haz de rayos x en cada caso

Parámetros	Dosis sin la malla (mGy)	Dosis con la malla (mGy)
40kv y 0.3mAs	0.00030935	0.000158575
70kv y 25mAs	0.127916667	0.099015
80kv y 50mAs	0.365058333	0.297358333

Las intensidades de radiación promedio se graficaron utilizando el programa OriginPro 8.5, para así observar la comparativa de la atenuación del prototipo de malla en cada caso (figura 6).

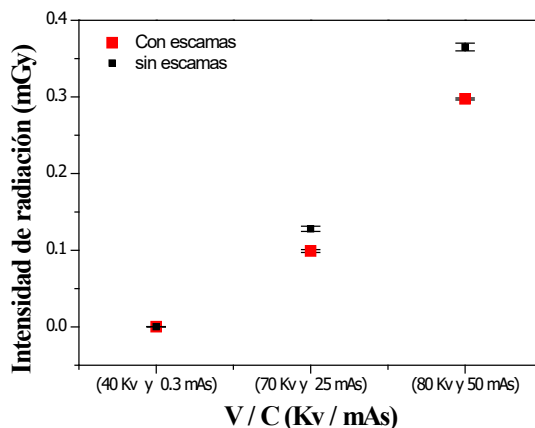


Figura 6. Gráfica de intensidades de radiación (mGy) en ambos casos

4. CONCLUSIONES

De los resultados obtenidos se observa que la radiación incidente al utilizar el prototipo de malla es reducida a un 51.2% (40kv con 0.3mAs), 77.4% (70kv con 25mAs) y del 81.4% (80kv con 50mAs) respecto de lo obtenido sin la malla. Por lo tanto, aún se tienen que realizar mejoras al diseño de las escamas, para que, la atenuación del haz de rayos x que incide sobre ella sea mayor, y así mismo en un futuro pueda ser utilizada en productos de protección radiológica.

5. AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen al laboratorio de impresión 3D y al laboratorio de física médica de la FCFM, pertenecientes a la Facultad de Ciencias Físico Matemáticas de la BUAP, por el apoyo y la asistencia técnica brindados.

A la estudiante Ana Karen Gonzáles Conzuelo, de la Universidad Autónoma del Estado de México, por la discusión y soporte para el diseño de la malla presente en este proyecto.

6. REFERENCIAS

- [1]. 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.
- [2]. 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>.
- [3]. 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.
- [4]. 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.
- [5]. Carlyle Bushong, S., “Efectos tardíos de laradiación,” 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]. 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>.
- [8]. Elsafi, M., El-Nahal, M.A., Sayyed, M.I., Saleh, I.H., y Abbas, M.I., “Novel 3-D printed radiation shielding materials embedded with bulk and nanoparticles of bismuth,” *Scientific Reports*, 12(1), 12467, 2022.
- [9]. 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).

DESEMPEÑO DE TELESCOPIOS GALILEANOS HÍBRIDOS EN PACIENTES CON DIAGNOSTICO DE BAJA VISIÓN

I. Muñoz Juárez^a, M. I. Rodríguez-Rodríguez^a, D.T. Zarco-López^a, R.E. Hernández-Carbajal^a, R. Izazaga Pérez^b, D. Aguirre-Aguirre^c,

^aCarrera de Optometría FES Iztacala-UNAM, Edo. de México, México,
314192439@iztacala.unam.mx, martin.isaias.rodriguez@iztacala.unam.mx,
316080204@iztacala.unam.mx, ruth.hernandez.carbajal@iztacala.unam.mx,

^bInstituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica, Puebla, México,
izazagax@inaoep.mx

^cInstituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, Universidad Nacional Autónoma de México, Cd. Mx., México,
daniel.aguirre@icat.unam.mx

RESUMEN

Este trabajo presenta el estudio de telescopios Galileanos híbridos utilizados en voluntarios informados con diagnóstico de baja visión. Para el diseño de estos instrumentos, se emplean lentes adquiridas en tiendas especializadas combinadas con lentes fabricadas mediante manufactura aditiva (impresión 3D). Adicionalmente, se muestra la fabricación de la carcasa para dichos telescopios. Se muestra la caracterización de cada una de las lentes utilizadas, así como el poder de amplificación obtenido con el instrumento. Para evaluar la funcionalidad del telescopio híbrido, se realiza una comparación con telescopios construidos mediante lentes de tiendas especializadas, así como con aquellos diseñados con lentes de impresión 3D. Finalmente, se muestran resultados de pruebas clínicas de agudeza visual y sensibilidad al contraste en pacientes con diagnóstico de baja visión con los tres instrumentos.

Palabras claves: Telescopios Galileanos, baja visión, manufactura aditiva

ABSTRACT

This work presents a study of hybrid Galilean telescopes used in patients diagnosed with low vision. The design of these instruments involves using lenses acquired from specialized stores combined with lenses manufactured through additive manufacturing (3D printing). Additionally, the fabrication of the mount for these telescopes is developed. The characterization of each lens used is shown, along with an evaluation of the amplification power obtained with the instrument. To assess the functionality of the hybrid telescope, a comparison is made with telescopes constructed solely with lenses from specialized stores, as well as with those designed with 3D-printed lenses. Finally, results from clinical tests of visual acuity and contrast sensitivity in low vision patients using all three instruments are presented.

Key Words: Galilean telescopes, low vision patient, additive manufacturing

1. INTRODUCCIÓN

La baja visión es una disminución en las funciones visuales causadas por enfermedades oculares y/o errores refractivos. Esta condición se clasifica a partir de una agudeza visual de 20/40 en el mejor ojo, y que no se puede corregir con el uso de lentes simples o cirugía, lo que limita las actividades de la vida diaria e independencia de las personas [1]. De acuerdo con el informe mundial sobre la visión, la deficiencia visual es mucho más prevalente en países de ingresos bajos y medianos, especialmente entre personas mayores en comunidades rurales y desfavorecidas [1].

Para abordar esta problemática, es necesario la adaptación de ayudas ópticas para visión lejana o cercana, dependiendo del caso y las actividades del paciente. Los telescopios Galileanos son utilizados por pacientes con diagnóstico de baja visión, ya que proporcionan un poder de amplificación adecuados para cada paciente y sus necesidades. Para la construcción de estos instrumentos es necesario una lente objetivo-positiva y una lente ocular-negativa, esto nos proporciona una imagen amplificada derecha, como se describe en las referencias [2-4].

Un detalle para considerar es que, a mayor poder de amplificación, menor campo visual del instrumento. Por lo tanto, al adaptar un telescopio Galileano, es importante prestar atención a las necesidades y actividades del paciente con diagnóstico de baja visión [2].

En la industria óptica, se busca nuevas tecnologías aplicables en tratamientos para pacientes, la manufactura aditiva (impresión 3D) se ha convertido en una opción más asequible para la impresión de lentes esféricas y asféricas [5]. Es por lo anterior que, en este trabajo se presenta una modificación a la memoria en extenso de ACONTACS publicada en 2023 [2], integrando el uso de un telescopio híbrido, el proceso de pulido tradicional en las lentes de manufactura aditiva y el diseño de la montura para los tres telescopios, comparando sus desempeños en voluntarios informados.

2. DESARROLLO EXPERIMENTAL

Se desarrolló un telescopio Galileano híbrido que combina una lente ocular fabricada mediante manufactura aditiva y un lente objetivo de vidrio. Este diseño se comparó en términos de rendimiento y calidad de imagen con telescopios que utilizan lentes de vidrio y de resina. Además, se presenta el diseño tanto de la óptica seleccionada como del tubo utilizado para los telescopios Galileanos construidos, los cuales presentan un poder de amplificación 2X. Se detallarán los componentes ópticos elegidos y su disposición en el sistema, así como las características principales del diseño del tubo del telescopio, destacando aspectos como la ergonomía, portabilidad y facilidad de uso. Adicionalmente, se analiza la calidad de imagen, lo que proporciona una comprensión integral del rendimiento y la utilidad del telescopio adaptado en la mejora de la experiencia de observación para el paciente.

2.1 Selección Óptica

Para lograr un poder de amplificación 2X, se seleccionaron lentes con una distancia focal de 100 mm para el lente objetivo y de -50 mm para el lente ocular.

Debido a que el objetivo principal del trabajo es examinar el rendimiento óptico de un telescopio híbrido y determinar su capacidad para competir con telescopios con lentes de resina y con un telescopio con lentes convencionales de vidrio, se construyeron dos telescopios Galileanos adicionales: uno con lentes de vidrio BK-7 de tiendas especializadas (Thorlabs) y otro con lentes fabricadas mediante impresión 3D, siguiendo el procedimiento descrito en las referencias [6-8]. Las lentes de vidrio seleccionadas fueron la lente planoconvexa LA1509-A y la lente planocóncava LC1715-A, fabricadas por la compañía Thorlabs. En la Fig. 1. a), se presenta un render detallado de estas lentes, mientras que en la Fig. 1. b) se muestran los parámetros de diseño de dicha lente.



Figura 1. a) Render de las lentes LA1509-A y LC1715-A, b) Parámetros de diseño de cada lente

Para la fabricación de las lentes mediante manufactura aditiva, se empleó la resina Clear junto con la impresora comercial Form3 de la marca FormLabs, como se detalla en la referencia [8]. Se utilizaron los mismos parámetros de diseño que se muestran en la Fig. 1. b), asegurando así una reproducción fiel de las especificaciones ópticas requeridas. En la Fig. 2. se muestra la impresora con la que se realiza el proceso de impresión y las lentes finales impresas.

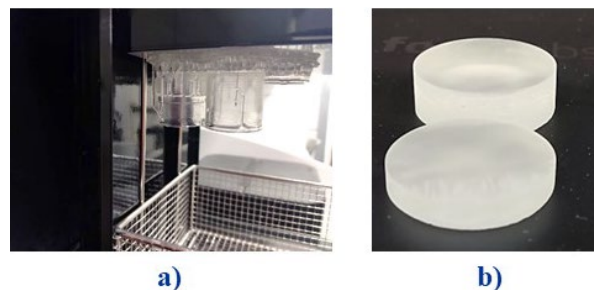


Figura 2. Proceso de impresión. a) Ultrasonido. b) Lentes impresas sin proceso de pulido

El post-procesado de las lentes se llevó a cabo con pulido tradicional, esta etapa se realizó en el Taller de Óptica "Dr. Alejandro Cornejo Rodríguez" del INAOE.

2.2 Diseño de tubo

Con el fin de proporcionar un soporte adecuado a las lentes durante su uso, se ha desarrollado un diseño de tubo para el telescopio Galileano utilizando el software AutoCAD, reconocido

por su capacidad de diseño asistido por computadora (CAD). El objetivo principal de este diseño es mejorar y optimizar la experiencia de observación para este grupo de pacientes [ver Fig. 3. a)].

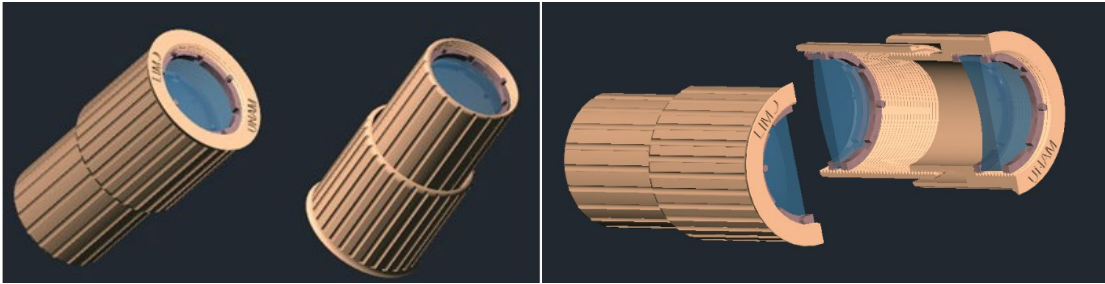


Figura 3. a) Render de montura para Telescopios Galileanos, b) Partes del tubo del telescopio diseñado

En primer lugar, se ha prestado especial atención a la ergonomía del tubo. Por ello, se ha diseñado con un diámetro amplio para facilitar el agarre y la manipulación. El objetivo tiene un diámetro de 29.4 mm, mientras que el ocular mide 34 mm. El tubo tiene una longitud total de 70.5 mm en su extensión máxima, reduciéndose a solo 53.5 mm cuando está completamente comprimido. Cada sección del tubo presenta roscas internas, como se muestra en la Fig. 3. b), lo que añade versatilidad al diseño al permitir la colocación de las lentes, con sus respectivos anillos de sujeción, en diversas posiciones según la distancia focal y el ajuste de la acomodación deseada. Adicionalmente, el telescopio ha sido equipado con superficies texturizadas para mejorar la adherencia, una característica especialmente útil para personas con discapacidad visual. Además, se ha incorporado un sistema de ajuste de enfoque de fácil manejo, con una capacidad de acomodación de 17 mm y un recorrido lineal de un milímetro por vuelta, lo que permite un ajuste preciso según las necesidades individuales de cada usuario [ver Fig. 3. b)].

En cuanto al diseño del tubo, se ha dado gran importancia a la portabilidad y facilidad de transporte. Para ello, se ha dividido el tubo en dos secciones: la primera parte corresponde al ocular, mientras que la segunda corresponde al objetivo. Además, se ha optimizado el peso total del dispositivo para hacerlo lo más ligero posible sin comprometer su estabilidad y durabilidad.

2.3 Simulación de calidad de imagen

Con el fin de evaluar el rendimiento teórico de los telescopios, tanto los que utilizan lentes de vidrio como los fabricados con resina, se llevó a cabo una simulación de imagen mediante el programa comercial Zemax. Este software cuenta con un catálogo integrado de lentes de marcas comerciales, por lo que se procedió a buscar y agregar las lentes correspondientes a la simulación. Además, para esta simulación se empleó el modelo de ojo de Liou y Brennan de 1997 [9], como se muestra en la Fig. 4. Este modelo es ampliamente reconocido en el campo de la óptica para simular de manera precisa la formación de imágenes en el ojo humano, teniendo en cuenta sus características anatómicas y ópticas.

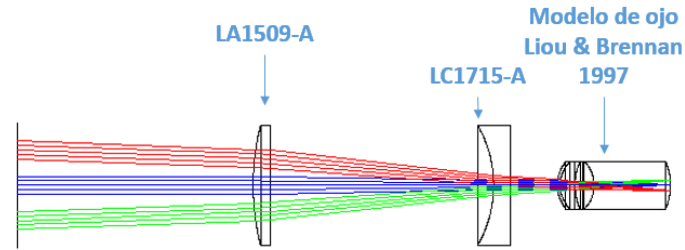


Figura 4. Simulación del telescopio Galileano mediante Zemax

Además de emplear los parámetros mostrados en la Fig.1., para cada lente se utilizaron diferentes índices de refracción. Para el vidrio, se tomó el índice de refracción del vidrio N-BK7, establecido en 1.5168, mientras que para la resina se utilizó un índice de refracción de 1.505, como se obtiene en [8]. Además, se tuvieron en cuenta los números de Abbe, con un valor de $V_d = 64.17$ para el vidrio y $V_d = 56.44$ para la resina, según se describe en [10]. En la Fig. 5., se presenta la calidad de la imagen que se observaría a través de los tres sistemas telescópicos. Estas representaciones visuales proporcionan una comparación directa de la imagen resultante de cada telescopio, mostrando una vez más una gran similitud en la calidad de la imagen, resaltando un rendimiento óptico similar entre los instrumentos.

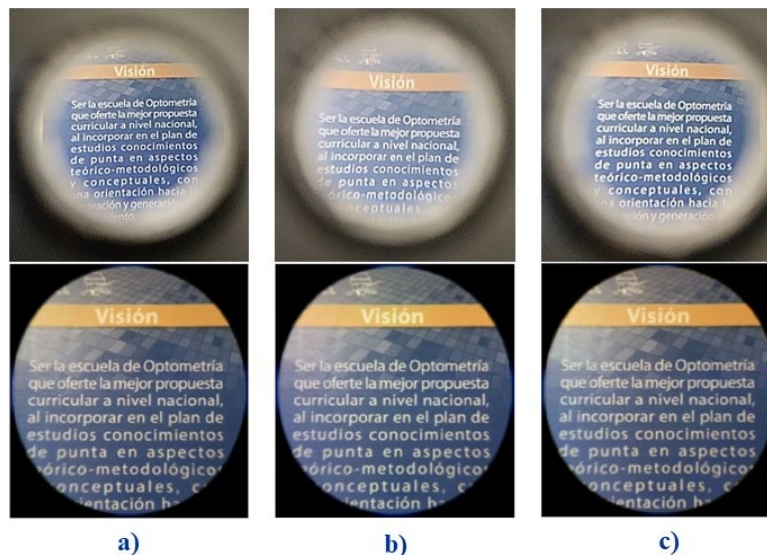


Figura 5. Simulación de imagen de tres telescopios Galileanos en Zemax, modelos de lentes: a) Vidrio, b) Resina, c) Híbrido

La consistencia en la calidad de la imagen entre los telescopios de vidrio y resina subraya la eficacia de ambos diseños en la producción de imágenes claras y nítidas. Este hallazgo respalda aún más la viabilidad y el potencial de la manufactura aditiva de lentes en la fabricación de instrumentos ópticos empleados en pacientes diagnosticados con baja visión.

2.4 Análisis de Campo Visual

Se utilizó la metodología propuesta en la referencia [2] para medir el campo visual de los tres instrumentos. Las distancias para determinar el campo visual son las que se muestra en la tabla 1.

Tabla 1. Análisis del campo visual obtenido con los tres telescopios Galileanos

Distancias d_i (cm)	Vidrio		Resina		Híbrido	
	Tamaño imagen l_i (mm)	Campo visual α (grados)	Tamaño imagen l_i (mm)	Campo visual α (grados)	Tamaño imagen l_i (mm)	Campo visual α (grados)
72.2	8	12.64	7.7	12.17	7.5	11.86
132.2	12.6	10.88	12.2	10.54	14.35	12.39
192.2	18.5	10.99	16.9	10.05	20.3	12.05
252.2	24.55	11.11	21.15	9.58	27.35	12.37
312.2	30.55	11.17	27.3	9.99	30.25	11.06
372.2	36.25	11.12	32.25	9.90	38.45	11.79
432.2	42.5	11.23	37.45	9.90	42.8	11.31
	Promedio:	11.31	Promedio:	10.31	Promedio:	11.83

Usando la relación trigonométrica mostrada en la Ec. (11), de la referencia [2] se puede determinar el campo visual (α) obtenido con los tres Telescopios. Mediante los resultados de la Tabla 1 se obtiene el comportamiento del campo visual, como se muestran en la Fig. 6.

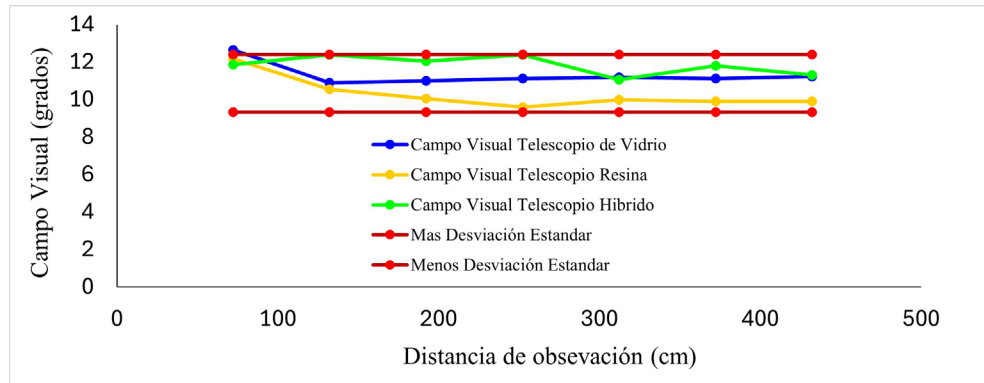


Figura 6. Gráfica de campo visual obtenida con los tres instrumentos

Como se puede observar en la Fig. 6, existen variaciones en las mediciones del campo visual, esto es debido al error aleatorio en el procedimiento realizado, con un error instrumental de ± 1 mm. Sin embargo, los datos obtenidos se encuentran entre dos desviaciones estándar. Con este método, se logró analizar el comportamiento del campo visual proporcionado por los tres instrumentos.

2.5 Funcionalidad clínica de los instrumentos

2.5.1 Datos de paciente a evaluar

Paciente femenino de 75 años con diagnóstico de miopía magna, pseudofaquia (Lente Intra Ocular), infarto ocular con hemorragia, adelgazamiento de retina, desprendimiento de retina en ojo derecho y escotoma central en ojo derecho. Se coloca su mejor corrección en ambos ojos y se midió la agudeza visual con la cartilla LEA, que es especial para pacientes con diagnóstico de baja visión.

2.5.2 Agudeza Visual de la paciente con lentes oftálmicas (mediante cartilla LEA) previa adaptación de Telescopios Galileanos

La agudeza visual de la paciente fue evaluada con lentes oftálmicas utilizando la cartilla LEA. Los resultados indicaron que la visión en el ojo derecho (OD) era de 10/200, mientras que en el ojo izquierdo (OI) era de 10/100. Además, al utilizar un filtro oftálmico 440, la agudeza visual en el ojo izquierdo mejoró a 10/80. De acuerdo con la Clasificación Internacional de las Enfermedades (CIE 11), la paciente presenta una baja visión moderada [2,11].

Estos datos indican que la paciente puede ver a 10 pies o 3 metros lo que una persona normovisual podría ver a 100 pies o 30 metros aproximadamente. La paciente también reporta una mejoría de una línea de agudeza visual al colocar un filtro oftálmico.

2.5.3 Adaptación de Telescopios Galileanos

Para adaptar las ayudas ópticas lejanas, como los telescopios, se selecciona el ojo que mejor agudeza visual tenga después de colocar su mejor corrección. en el caso de la paciente, se adapta el instrumento en el ojo izquierdo. Se explicó detalladamente como manipular los instrumentos y se le permitió utilizarlos hasta que se sintiera cómoda y pudiera enfocar correctamente los optotipos de la cartilla LEA.

2.5.4 Agudeza Visual con adaptación de telescopios Galileanos

Tras la adaptación de los telescopios Galileanos, se obtuvieron las siguientes medidas de agudeza visual en el ojo izquierdo. Con el telescopio que tenía lentes de vidrio, la agudeza visual fue de 10/40. En el caso del telescopio con lentes de resina, la agudeza visual mejoró a 10/32. El telescopio híbrido, que combinaba una lente ocular impresa con un objetivo de vidrio, también proporcionó una agudeza visual de 10/32.

2.5.5 Resultados de Agudeza Visual

La adaptación de los tres instrumentos mostró una mejora en la agudeza visual. En particular, el telescopio de lentes de vidrio permitió una mejora de 4 líneas. Tanto el telescopio de lentes de resina como el telescopio híbrido lograron una mejoría de hasta 5 líneas en la agudeza visual.

2.5.6 Sensibilidad al contraste

La sensibilidad al contraste es crucial para la vida diaria, ya que está relacionada con la percepción de rostros, el subir y bajar escaleras y en general el reconocimiento de distancias y objetos [12]. Antes de la adaptación de los telescopios, la sensibilidad al contraste se midió utilizando la prueba FACT (Functional Acuity Contrast Test) y se encontró que en el ojo izquierdo (OI) era de C8. Esto indicaba que la paciente no lograba una visión funcional adecuada, limitando sus actividades diarias.

Después de la adaptación de los telescopios Galileanos, la sensibilidad al contraste en el ojo izquierdo (OI) mostró mejoras significativas. Con el telescopio de lentes de vidrio, la sensibilidad al contraste fue de E4. La misma medida se observó con el telescopio de lentes de resina. Sin embargo, con el telescopio híbrido, que combinaba una lente ocular impresa y un objetivo de vidrio, la sensibilidad al contraste mejoró a E1.

2.5.7 Resultados de Sensibilidad al Contraste

Con la adaptación de los tres telescopios la paciente mostró una mejora en la sensibilidad al contraste. Aunque el telescopio híbrido presentó una mejora ligeramente menor en comparación con los telescopios de lentes de vidrio y resina, todos los dispositivos evidenciaron mejoras significativas que se sitúan dentro de la curva de normalidad.

3. CONCLUSIONES

La implementación de los tres telescopios Galileanos resultó de gran utilidad para la paciente con baja visión, la cual reportan una mejora en la agudeza visual medida con la cartilla LEA. Tanto el telescopio híbrido como el de resina permitieron una mejorara de hasta 5 líneas en la agudeza visual, mientras que el telescopio de vidrio mostró una mejora de 4 líneas. En cuanto a la sensibilidad al contraste, todos los telescopios ofrecieron mejoras que se ubicaron dentro de la curva de normalidad, contribuyendo a una mejora en la agudeza visual funcional. Además, los telescopios construidos equilibraron de manera óptimo funcionalidad, comodidad, facilidad de uso, bajo peso y costo, gracias a la fabricación mediante impresión 3D.

4. AGRADECIMIENTOS

Al laboratorio Nacional de Óptica de la Visión (LaNOV) mediante el proyecto (Apoyos LNC-2023-121), DGAPA-UNAM mediante el proyecto PAPIIT IA106823 y a Diagnostico Especializado Ocular Snellen.

5. REFERENCIAS

- [1]. Informe mundial sobre la visión [World report on vision]. Ginebra: Organización Mundial de la Salud; (2020). Licencia: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.
- [2]. Muñoz-Juárez I., Rodríguez-Rodríguez M., Aguirre-Aguirre D., and Hernández-Carbajal R. "Desempeño de telescopios galileanos en pacientes informados con diagnóstico de baja visión," Actas del Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud, Vol. 5, 2023, recuperado de https://www-optica.inaoep.mx/~tecnologia_salud/acontacs/volumenes/Vol-5-2023.php
- [3]. Malacara D., [Óptica Básica,] Fondo de cultura Económica, México (1989).
- [4]. Hecht Eugene., [Optica], Addison Wesley Iberoamericana, Madrid, (2002).
- [5]. Aguirre-Aguirre D., Gonzalez-Utrera D., Villalobos-Mendoza B., and Díaz-Uribe R., "Fabrication of biconvex spherical and aspherical lenses using 3D printing," Appl. Opt. 62, C14-C20 (2023).

- [6]. Aguirre-Aguirre D., Gonzalez-Utrera D., Villalobos-Mendoza B., and Díaz-Urbe R., "Fabrication of biconvex spherical and aspherical lenses using 3D printing," *Appl. Opt.* 62, C14-C20 (2023).
- [7]. Aguirre-Aguirre D., Gonzalez-Utrera D., Villalobos-Mendoza B., and Campos-Garcia M., "Biconvex Lens Fabrication Using a 3D Printer," in *Frontiers in Optics + Laser Science 2022 (FIO, LS)*, Technical Digest Series, Optica Publishing Group (2022).
- [8]. Bautista-Hernández A., Villalobos-Mendoza B., Pérez-Tijerina E., and Aguirre-Aguirre D., "Study and characterization of components fabricated in a 3D printer," *J. Phys.: Conf. Ser.* 2307, 1-7 (2022).
- [9]. Liou H. L. and Brennan N. A., "Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling," *J. Opt. Soc. Am. A* 14, 1684-1695 (1997)
- [10]. Reynoso M., Gauli I., and Measor P., "Refractive index and dispersion of transparent 3D printing photoresins," *Opt. Mater. Express* 11, 3392-3397 (2021)
- [11]. Clasificación Internacional de Enfermedades. undécima revisión (CIE-11), [Deficiencia de la visión, incluida la ceguera]. Organización Mundial de la Salud (OMS) (2019/2021).
- [12]. Rodríguez C., [Efecto de la rehabilitación en pacientes con baja visión, utilizando ayudas ópticas no convencionales], Tesis de maestría, UAA, (noviembre 2016).

ESTUDIO CLÍNICO DE ORTOQUERATOLOGÍA MEDIANTE EL TOPÓGRAFO PORTÁTIL TOCO

Martín Isaías Rodríguez-Rodríguez^a, Carla Velázquez Velasco^a, Johana Yadira Diego Hernández^a, Itzel Muñoz-Juárez^a, Marcela López de la Cruz^a, Mari Carmen Bates-Souza^a, Daniel Aguirre-Aguirre^b, Rufino Díaz-Uribe^b y Brian Vohnsen^c

^aCarrera de Optometría FES Iztacala-UNAM, Edo. de México,
martin.isaias.rodriguez@iztacala.unam.mx, carlawwel@gmail.com,
dieyadira.polar@gmail.com, 314192439@iztacala.unam.mx,
marcela.lopez.delacruz@iztacala.unam.mx, carmen.bates.souza@iztacala.unam.mx

^bInstituto de Ciencias Aplicadas y Tecnología, Universidad Nacional Autónoma de México, Cd. Mx., México.

daniel.aguirre@icat.unam.mx, rufino.diaz@icat.unam.mx

^cAdvanced Optical Imaging Group, School of Physics UCD Dublin Irlanda.
brian.vohnsen@ucd.ie

RESUMEN

En este trabajo se presenta un estudio del tratamiento de ortoqueratología mediante el topógrafo portátil TOCO. Para realizar el estudio se utilizaron dos lentes de contacto de geometría inversa (LCGI) adaptados a dos ojos amétropes con diagnóstico refractivo de astigmatismo miópico compuesto. Se obtuvieron fluorogramas que demuestran la adaptación de cada lente. Además, se obtuvieron parámetros representativos de la superficie corneal antes del tratamiento. Para ojo derecho: radio de curvatura $RC_{derecho} = 7.95 \text{ mm}$, excentricidad (e) = 0.66; para ojo izquierdo: $RC_{izquierdo} = 8.08 \text{ mm}$, $e = 0.75$. Las variaciones de estos parámetros después del tratamiento fueron: $DRC_{derecha} = + 0.2 \text{ mm}$, $De_d = + 0.1$, y $DRC_{izquierda} = + 0.32 \text{ mm}$, $De_i = + 0.2$. Adicionalmente, se presentan mapas de topografía corneal y pruebas de agudeza visual antes y después de tratamiento. Se muestran principalmente las fortalezas del instrumento TOCO usado para analizar el tratamiento de ortoqueratología.

Palabras Clave: Ortoqueratología, Topografía Corneal, Pantallas Nulas

ABSTRACT

The study of orthokeratology treatment using the portable corneal topographer (TOCO), is presented. For the treatment, two reverse geometry contact lenses (RGCL) were fitted to two ametropic eyes with compound myopic-astigmatism refractive diagnosis. Fluorograms were obtained after the adaptation of the RGCL. In addition, representative parameters of the corneal surface were obtained. The radius of curvature and the eccentricity obtained before of the orthokeratology treatment, for the right eye: $RC_{right} = 7.95 \text{ mm}$, eccentricity $e = 0.66$, and left eye: $RC_{left} = 8.08 \text{ mm}$, $e = 0.75$, the differences in the same parameters obtained after the treatment were, right eye: $DRC_{right} = + 0.2 \text{ mm}$, $De_r = + 0.1$, y $DRC_{left} = + 0.32 \text{ mm}$, $De_l = + 0.2$. Corneal topography maps and visual acuity tests pre-and-post orthokeratology

treatment are presented. The strengths of the TOCO instrument are shown in the analysis of orthokeratology treatment.

Palabras clave: Orthokeratology, Corneal Topography, Null-screen

1. INTRODUCCIÓN

Cada vez se desarrollan más estudios sobre tratamientos clínicos aplicados en optometría y oftalmología, para la corrección de defectos refractivos, entre otros padecimientos. Para esto, se hace uso de instrumentos que permiten medir parámetros representativos de la superficie corneal y a partir de esta información obtener una idea del comportamiento de dicha superficie y en general del sistema óptico visual. Tradicionalmente, el estudio de la topografía corneal se ha realizado mediante topógrafos comerciales que en su mayoría funcionan basados en el disco de Plácido [1]. Un tratamiento que ha sido de interés analizar es el estudio de la ortoqueratología mediante el topógrafo portátil TOCO que usa en principio de pantallas nulas [2-7]. Esta geometría, tienen una ventaja sobre los topógrafos que funcionan mediante el disco de Plácido ya que supera el denominado problema del rayo oblicuo [8].

El hecho de contar con un instrumento de fácil acceso es de suma importancia para la atención clínica primaria en pacientes que requieren atención especializada. Cabe mencionar que el topógrafo propuesto nos permite minimizar los costos en comparación con los instrumentos comerciales existentes en el mercado. Sin embargo, para las mediciones realizadas con instrumentos en desarrollo, es conveniente compararlas con mediciones obtenidas con instrumentos comerciales *gold estándar*, como el topógrafo *Orsbean IIz*. De esta manera, se valida que la información obtenida con el topógrafo TOCO sea confiable y tenga una resolución adecuada en cada uno de los parámetros medidos.

Por lo tanto, se propone realizar el análisis en un voluntario informado con diagnóstico de astigmatismo miópico compuesto en ambos ojos, utilizando el topógrafo portátil TOCO. Cabe mencionar que el objetivo del trabajo es mostrar las fortalezas del topógrafo portátil TOCO para analizar tratamientos clínicos.

1.1 SUPERFICIE CORNEAL

La córnea se define como un medio de refracción que se caracteriza por ser un tejido avascular (sin irrigación sanguínea), el cual, es esencial para la formación de imágenes nítidas en la retina [9]. La córnea se encuentra en el segmento ocular anterior y tiene una forma esférica convexa, estrictamente su geometría es de un elipsoide prolato, además, posee el mayor poder refractivo del sistema visual, equivalente al 70% del poder refractivo total del sistema ocular, es decir 43 de 60 dioptrías en edad adulta. Adicionalmente, la córnea junto con la película lagrimal y el cristalino hacen posible la formación de imagen a nivel de la retina. La córnea presenta una composición en 5 capas las cuales son de afuera hacia adentro: epitelio corneal, membrana de Bowman, estroma, membrana de Descemet y endotelio [9].

1.1.1 Características ópticas de la córnea

La suma de dioptrías D de ambas caras de la córnea es; $(48.2 D) + (-5,9 D)$, mismas que dan como resultado las $42.3 D$ de potencia total. Su índice de refracción es de 1.375, aunque por lo general suele usarse el índice de refracción queratométrico que es 1.3375. El espesor central de la córnea mide aproximadamente $0.5 mm$, es decir $500 \mu m$, el espesor periférico mide $0,75 mm$, es decir $750 \mu m$ pudiendo llegar hasta $1 mm$. Su radio de curvatura promedio es de $7.8 mm$ y su diámetro es de $12 mm$. Su contante de conicidad es $k = -0.2$, su excentricidad es $e = 0.44$ y su número $f/\# = 0.34$ [10].

2. METODOLOGÍA

2.1 TRATAMIENTO DE ORTOQUERATOLOGÍA

Para llevar a cabo el estudio del tratamiento de ortoqueratología, es necesario contar con un voluntario informado (previo consentimiento) que requiera dicho tratamiento. En este caso, el voluntario presenta un diagnóstico de astigmatismo miópico compuesto en ambos ojos, una ametropía que se clasifica como una miopía media-alta con agudeza visual (20/1600). [OD = $-6.00 / -1.75 \times 10^\circ$, OI = $-5.75 / -1.75 \times 5^\circ$, corresponde a la prescripción de sus lentes de armazón obtenida con autorrefractómetro]. La Fig. 1., muestra una evidencia clínica de la prueba de agudeza visual realizada en ambos ojos al mismo paciente antes del tratamiento de Ortoqueratología. Como se puede apreciar, se corroboró que efectivamente el valor de la agudeza visual del paciente antes tratamiento es de 20/1600 (con capacidad de corregir mediante lentes de armazón) [11-12].

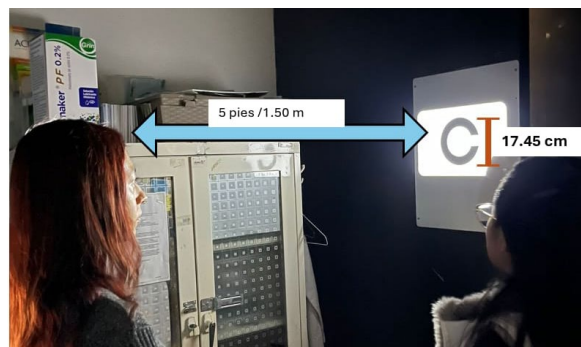


Figura 1. Prueba de agudeza visual, paciente con agudeza visual 20/1600 sin corrección

Cabe mencionar que, aunque el tratamiento de ortoqueratología se sugiere principalmente para infantes, sin embargo, la edad no es una restricción; en nuestro caso el voluntario tiene 20 años y sigue siendo un candidato aceptable para la exploración del tratamiento. Para iniciar el tratamiento de ortoqueratología es necesario contar con dos lentes de contacto rígidos de material permeable a los gases, denominadas, lentes de contacto de geometría inversa (LCGI). En la Fig. 2 (a) se muestra el diseño de la lente en el cual el centro es más plano que la periferia y en la Fig. 2 (b) se muestran las lentes comerciales que fueron usadas en este tratamiento.

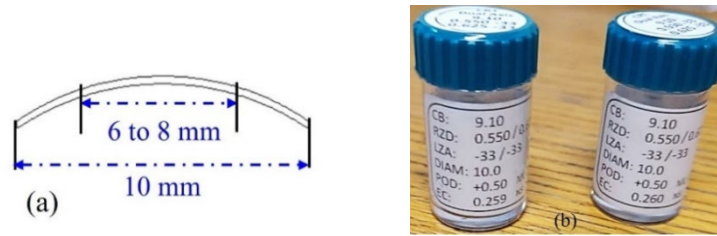


Figura 2. (a) Diseño de una lente de contacto de geometría inversa (LCGI), (b) LCGI usadas para el tratamiento de Ortoqueratología

La función principal de estas lentes es cambiar el radio de curvatura de la cara anterior de la córnea y con ello modificar su potencia refractiva. Es bien sabido que un cambio en el radio de curvatura implica un cambio en la distancia focal, con lo cual, se espera modificar la posición de enfoque de su sistema visual para compensar una miopía de 6 dioptrías (D) en ambos ojos. Se adaptaron las LCGI durante 1 hora, posteriormente, se retiraron y se evaluó el efecto causado en el radio de curvatura de la cara anterior de la córnea, adicionalmente, se midió el poder refractivo antes y después de la adaptación de las lentes. Posteriormente, se realizó el mismo análisis, pero con un tiempo de adaptación mayor a dos horas en cada ojo del voluntario. Cabe mencionar que lo deseable es realizar la adaptación de las lentes durante toda noche y retirar a la mañana siguiente para evaluar los efectos causados, sin embargo, el análisis clínico aún está en proceso, por lo cual, en este momento se considera conveniente tener un monitoreo del tratamiento en un tiempo máximo de 3 horas. En la Fig. 3 (a), se muestra la adaptación de las lentes al ojo de un voluntario informado y en la Fig.3 (b) se muestra esquemáticamente la LCGI adaptada a la cara anterior de la córnea.

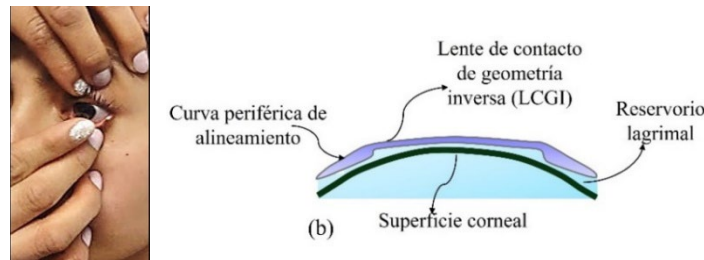


Figura 3. (a) Adaptación de lente de contacto de geometría inversa (LCGI) a un paciente informado con diagnóstico de astigmatismo miópico compuesto, (b) Diagrama esquemático de una LCGI adaptada a la córnea para tratamiento de Ortoqueratología

2.2. EVALUACIÓN DEL PACIENTE

Para la evaluación del tratamiento de ortoqueratología se hace uso del topógrafo portátil TOCO que emplea el método de pantallas nulas. La pantalla nula es usada como un conjunto de puntos objeto para realizar la evaluación, además, tiene adaptado un sistema de iluminación, el cual ayuda a proyectar el conjunto de puntos sobre la cara anterior de la córnea dando como resultado un arreglo tipo Hartmann [2-6]. El topógrafo TOCO está basado en una pantalla nula cilíndrica de dimensiones portátiles [3], lo cual, permite llevar el instrumento directamente al paciente para evaluar el tratamiento. Antes de comenzar el tratamiento de ortoqueratología y llevar a cabo la adaptación de las lentes de contacto de geometría inversa (LCGI), es necesario evaluar la topografía corneal y la agudeza visual de cada ojo del paciente; así como otros parámetros representativos de la superficie corneal para hacer notar los cambios que ocurren después de llevar a cabo el tratamiento. En la Fig. 4. (a).

El cilindro debe rodear la zona peri orbitaria del paciente, de esta manera se obtendrá la evaluación antes y después del tratamiento, tal como se aprecia en la Fig. 4 (b)

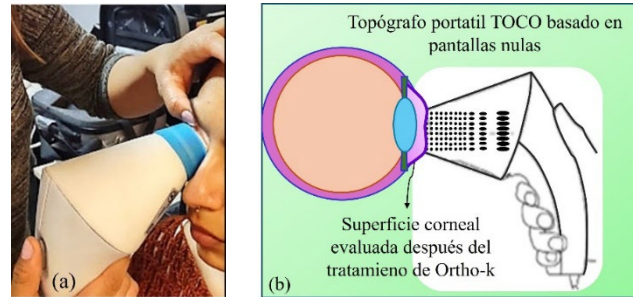


Figura 4. (a) Evaluación de la cara anterior de la córnea de un voluntario informado (antes del tratamiento), (b) Esquema del topógrafo portátil TOCO evaluando la córnea (después del tratamiento)

En la figura anterior [Fig. 4. (a)] se muestra la evaluación realizada con el voluntario informado para monitorear el tratamiento de ortoqueratología. Cabe mencionar que el paciente, es un paciente colaborador (no es nervioso durante el tratamiento). Se realizó la evaluación previa al tratamiento, posteriormente, se colocaron las lentes de Ortoqueratología (LCGI), se mantuvieron las lentes durante 3 horas. El paciente se mantuvo tranquilo durante las 3 horas que tuvo las lentes, con los ojos cerrados simulando que estuviera dormido. Posteriormente se retiraron y se procedió nuevamente a obtener la topografía corneal. En la Fig. 4 (b) se puede apreciar esquemáticamente la modificación de la superficie corneal debido al uso de la lente de contacto de geometría inversa (LCGI), se puede notar que el radio de curvatura se ha hecho mas grande, es decir, se ha aplanado la superficie corneal.

3. RESULTADOS

En la Fig. 5 se presentan los mapas de elevación que muestran la situación del paciente antes de llevar a cabo el tratamiento obtenidos con dos topógrafos diferentes (*Orsbcan Ilz* y TOCO). Adicionalmente, la agudeza visual medida antes de la adaptación fue: 20/1600 en ambos ojos tomada con la cartilla de Snellen.

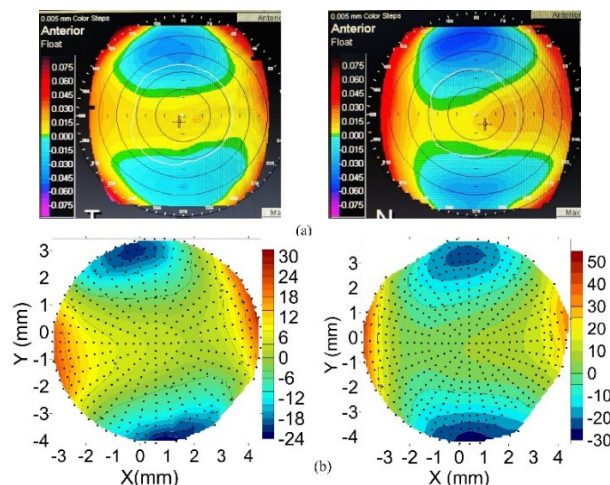


Figura 5. Mapas de elevación de ambos ojos obtenidos antes del tratamiento de ortoqueratología mediante: (a) Topógrafo Orbscan Ilz, (b) Topógrafo TOCO. (Escala en micras), (primera columna: ojo derecho, segunda columna: ojo izquierdo)

Los mapas topográficos de la Fig.5, representan la elevación de la cara anterior de la córnea antes del tratamiento de ortoqueratología. Se puede notar que los mapas de elevación presentan un comportamiento similar para ambos topógrafos (*Orsbcan Ilz* y TOCO). Los valores pico-valle en elevación van de -35 a 35 micrómetros (mm) en ambas gráficas. (Para evita confusión, note en la barra de colores los valores numéricos predominantes asociados con el mapa de color). Sin embargo, es importante mencionar que existe una diferencia en la forma de evaluación que realizan ambos instrumentos. El topógrafo *Orsbcan Ilz* utiliza una pantalla de anillos de Plácido y para el procesamiento de la información emplea posiblemente un método de modal o global, (cabe mencionar que es un instrumento comercial y esta información es cerrada o reservada), mientras que con el topógrafo TOCO, se usa una pantalla nula de puntos discretos como *target* y la evaluación cuantitativa es mediante un método híbrido de integración numérica, zonal y modal, (en este caso la información es abierta y se tiene acceso a los datos duros).

Por otro lado, la función de lágrima juega un papel importante en el tratamiento de ortoqueratología, pues se distribuye de manera conveniente en la región en donde la lente no hace contacto directo con la superficie corneal. Para tener un reporte clínico, se realiza un estudio de fluorogramas, los cuales proporcionan información cualitativa de la adaptación correcta de las lentes a la superficie corneal. Una vez que las lentes han sido adaptadas, fueron colocadas sobre las córneas del paciente durante un tiempo mayor a dos horas. Posteriormente, se retiraron para evaluar el resultado del tratamiento post adaptación. En la Fig. 6, se muestran los fluorogramas obtenidos después de la adaptación de las lentes LCGI.

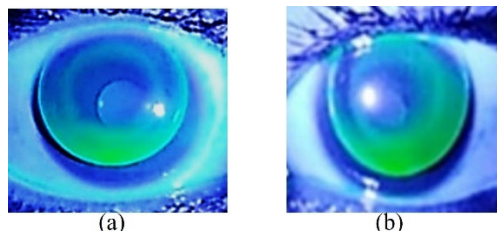
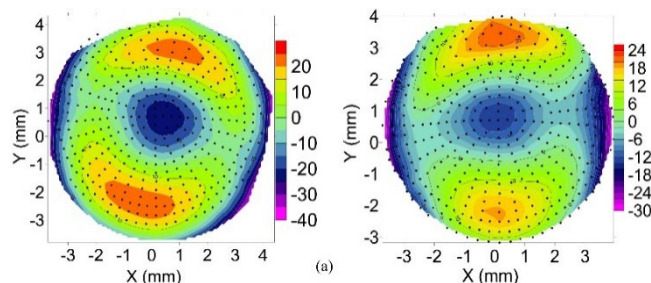


Figura 6. Fluorogramas obtenidos en el tratamiento de Ortoqueratología en un voluntario informado. (a) Ojo derecho, (b) Ojo Izquierdo.

Para llevar a cabo la evaluación, después del tratamiento, como se mencionó anteriormente, se utilizó el topógrafo portátil TOCO. En la Fig. 5., se muestran los mapas de elevación de ambos ojos. Adicionalmente, con la información obtenida se realiza un análisis de los perfiles de elevación punto a punto, tanto antes como después del tratamiento, en la Fig. 7 (b) se muestra una gráfica de dichos perfiles de elevación. Cabe mencionar que los datos duros son obtenidos directamente con el TOCO y analizados mediante software libre.



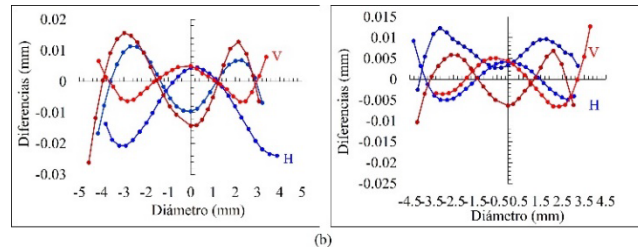


Figura 7. Mapas de elevación post tratamiento de ortoqueratología a ambos ojos del paciente. (a) Mapas de color de la elevación (Escala de la barra de colores en micras), (b) Gráficas de perfiles de elevación antes y después del tratamiento, (primera columna: ojo derecho, segunda columna: ojo izquierdo, respectivamente)

Un cambio importante que producen las LCGI en combinación con la lágrima es en la parte central de la córnea, esto es debido a un efecto de presión de dicha lente, de tal modo que esto da lugar a un aplanamiento de la superficie corneal. En los mapas de elevación de la Fig. 7. (a), se puede apreciar que la córnea presenta un cambio notable en la parte central después de retirar la LCGI, la condición de la superficie corneal cambia sustancialmente, (Se sugiere comparar las gráficas de la Fig. 7. (a) con las gráficas mostradas en la Fig. 5. (b) para notar la diferencia). Este efecto se puede notar más claramente en las gráficas de perfiles de la Fig. 7. (b). La misma evaluación fue realizada mediante el topógrafo *Orbscan IIz* después del tratamiento, tal como se muestra en la Fig. 8.

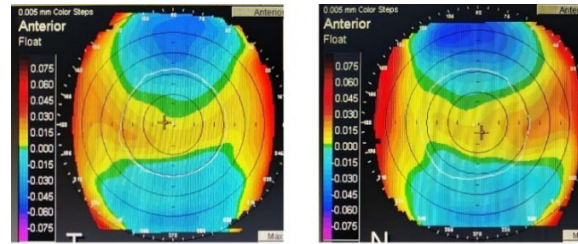


Figura 8. Mapas de elevación obtenidos con el Topógrafo *Orbscan IIz* después del tratamiento de Ortoqueratología aplicado a ambos ojos (Ojos Derecho e Izquierdo respectivamente), (Escala de la barra de color en milímetros)

Si comparamos los mapas de la Fig. 8., y la Fig. 7 (a), se puede apreciar una diferencia cualitativa notable. Los mapas de elevación obtenidos con el topógrafo portátil TOCO muestran variaciones en el mapa de elevación en la parte central antes y después del tratamiento de ortoqueratología, este resultado es debido a que para el caso del topógrafo TOCO se usa un método híbrido de integración zonal y modal, el cual permite evaluar con mayor énfasis zonas muy localizadas (en este caso una zona central del 6.5 mm de diámetro). Mientras que el topógrafo *Orbscan IIz*, el área de evaluación es mayor a 9 mm de diámetro, es decir, a pesar de ser un instrumento ampliamente usado no tiene sensibilidad para evaluar procedimientos localizados ya que el principio de evaluación es global. En la tabla 1 se muestran los valores cuantitativos obtenidos con ambos topógrafos antes y después del tratamiento de ortoqueratología, así como otros parámetros representativos.

Tabla 1. Parámetros obtenidos antes y después de la adaptación de la lente de contacto de geometría inversa (LCGI) en el tratamiento de Ortoqueratología

Voluntario Informado	Antes de tratamiento		Después de tratamiento		Diferencias (Δ)	
	OD	OI	OD	OI	OD	OI
Radio de curvatura (mm)	Topógrafo <i>Orbscan IIz</i>					
	7.91	7.90	7.93	7.91	0.02	0.01

	Topógrafo Portátil (TOCO)					
	7.95	8.08	11.76	9.54	3.81	1.46
*Excentricidad	0.66	0.75	0.79	1.09	0.13	0.34
*Constante de conicidad	0.43	0.56	1.67	1.19	1.24	0.63
Agudeza Visual	Cartilla de Snellen					
	20/1600	20/1600	20/160	20/200		
Queratometrías	Topógrafo Orbscan IIz					
	42.9x2°	42.4x4°	41.4x10°	42.0x173°		
	44.8x92°	44.3x94°	44.9x100°	44.8x83°		
	Topógrafo Portátil (TOCO)					
	42.2x13°	42.01x2°	32.96x16°	37.37x179°	Differences (Δ)	
	44.13x103°	43.79x92°	35.31x106°	39.77x89°	OD	OI
**Paquimetría (mm)	525	520	543	546	18	26

* La constante de conicidad y excentricidad son obtenidas con el Topógrafo TOCO.

**La paquimetría es obtenida con el Topógrafo Orbscan IIz.

Los resultados obtenidos muestran los siguientes parámetros antes de la implementación de la técnica, para ojo derecho: Radio de curvatura $RC_{derecho} = 7.95 \text{ mm}$, excentricidad (e)=0.66, para ojo izquierdo: $RC_{izquierdo} = 8.08 \text{ mm}$, $e=0.75$. Las variaciones de esos parámetros después de la aplicación de la técnica de ortoqueratología fueron: $DRC_{derecha} = + 0.2 \text{ mm}$, $De_d = +0.1$, y $DRC_{izquierda} = + 0.32 \text{ mm}$, $De_i = +0.2$. Las diferencias *pico-valle* en el mapa de elevación cambian de 40 mm a menos de 20 mm después de aplicar el tratamiento. Adicionalmente, se presentan mapas de elevación, los cuales se comparan con evaluaciones realizadas con el topógrafo Orbscan IIz. Finalmente, para complementar la evaluación clínica, se muestran pruebas de agudeza visual medidas con cartilla de Snellen, las cuales fueron realizadas y corroboradas antes y después del tratamiento. El valor de agudeza visual para el paciente antes del tratamiento, sin su corrección, en ambos ojos es de: 20/1600. Mientras que el valor de la agudeza visual después del tratamiento fue de OD= 20/160 y OI= 20/200. Lo cual muestra una clara mejoría en los valores reportados de miopía.

4. DISCUSIÓN

El tratamiento de ortoqueratología aplicado a dos ojos amétropes produce variaciones en el radio de curvatura en la zona central de la superficie corneal, además, es evidente la variación de la excentricidad de la superficie antes y después del tratamiento, así como la mejoría de la agudeza visual reportada por el paciente. Se presentan mapas de elevación pre y post adaptación. Adicionalmente, se mostró la capacidad del topógrafo portátil TOCO para realizar esta evaluación y la versatilidad que tiene para evaluar corneas sometidas a un tratamiento clínico. Cabe mencionar que el efecto causado por las LCGI sobre la superficie corneal para compensar miopía era justamente el objetivo planteado. Por otro lado, se puede notar que mediante el topógrafo Orbscan IIz no son tan sensibles las variaciones locales en parte central de superficie corneal después del tratamiento, una razón posible es el método de evaluación modal que emplea el instrumento, además que el área evaluada es mayor que la evaluada con el topógrafo TOCO.

5. CONCLUSIONES

En este trabajo se ha mostrado que uso del topógrafo portátil TOCO basado en pantallas nulas para analizar el tratamiento de ortoqueratología. Los resultados obtenidos muestran la obtención de diversos parámetros representativos de la superficie corneal antes y después del tratamiento. Las variaciones de esos parámetros después de la aplicación de la técnica de ortoqueratología fueron en el orden de micras. Adicionalmente, se presentan mapas de elevación que fueron puestos en comparación con evaluaciones realizadas mediante instrumentos gold standard (*Orsbean IIz*) para validar la prueba. El objetivo de este trabajo es mostrar las fortalezas del topógrafo TOCO para realizar evaluaciones de tratamientos clínicos como el tratamiento de Ortoqueratología.

AGRADECIMIENTOS: a DGAPA-UNAM mediante los proyectos PAPIIT (IT103823 y IA106823) y al Laboratorio Nacional de Óptica de la Visión (LaNOV) mediante el proyecto (Apoyo: LNC-2023-121)

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Gullstrand, Allvar (1966). “Photographic-ophthalmometric and clinical investigations of corneal refraction,” *Optometry and Vision Science* 43 (3),143-197, (1966).
- [2] Díaz-Uribe, R., and Campos-García, M., “Null-screen testing of fast convex aspheric surfaces,” *Appl. Opt.* 39, 2670–2677 (2000).
- [3] Estrada-Molina, A. [Portable Corneal Topographer Based on Null Screens], Ph.D. Thesis.
- [4] Rodríguez-Rodríguez, M. I., Jaramillo-Núñez, A. and Díaz-Uribe, R., “Dynamic point shifting with null screen using three LCDs as targets for corneal topography,” *Appl. Opt.*, 54 6698-6710 (2015).
- [5] Rodríguez-Rodríguez, M. I., Jaramillo-Núñez, A., and Díaz-Uribe, R., “Corneal Topography by specular reflection: some challenge and solutions,” *Proc. OSA paper (LTu3A.1)*, (2018).
- [6] Rodríguez-Rodríguez, M. I., Gonzalez-Utrera, D., Aguirre-Aguirre, D., Vohnsen, B. and Díaz-Uribe, R., “Corneal topographer using a null-screen patterned within a quadrangular acrylic prism,” *Optics Continuum*, 3, 36-50 (2024).
- [7] Díaz-Uribe, R., Rodríguez-Rodríguez, M. I., [Portable Apparatus, Method and System for measuring the corneal topography], Mexican Patent 378804 (10 March 2021).
- [8] Klein, S.A. “Corneal topography reconstruction algorithm that avoids the skew ray ambiguity and the skew error,” in *Vision Sciences and Its Applications*, Vol 74, 945-962 (1997).
- [9] Bowling., B. “Kanski: Oftalmología clínica un enfoque sistemático (8va),” Elsevier, España., Octava edición (2016).
- [10] Malacara, D. [Óptica básica], Ediciones Científicas Universitarias, 3ra Ed., México (2015).

- [11] R. Martín-Herranz, G. Vecilla-Antolinez, [Manual de Optometría], 2.a Ed. Médica Panamericana, S. A. Madrid, España, (2018).
- [12] Informe mundial sobre la visión [World report on vision]. Ginebra: Organización Mundial de la Salud; (2020). Licencia: CC BY-NC-SA 3.0 IGO.

ESTUDIO DE LA AMPLITUD DE LA SEÑAL EN DENSIDADES VARIABLES: UNA APORTACIÓN EN EL DIAGNÓSTICO DE ENFERMEDADES DE LA PIEL

N. Montalvo-Montalvo, J. A. Dávila-Pintle, L. C. Gómez-Pavón, Y. E. Bravo-García
E. Reynoso-Lara

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Facultad de Ciencias de la Electrónica, Pue. Puebla, gonzalez@inaoep.mx, nancy.montalvo@alumno.buap.mx, jpintle@ece.buap.mx, luz.gomez@correo.buap.mx, yolanda.bravog@correo.buap.mx y edmundoreynoso@correo.buap.mx

RESUMEN

El estudio de las densidades en enfermedades de alto riesgo como el de algunos tumores cercanos a la piel, puede resultar útil a la hora de conjeturar sobre algún diagnóstico que ayude al tratamiento adecuado del paciente. Algunas enfermedades como los melanomas o carcinomas son de los tipos más comunes de cáncer de piel, estos comienzan en las capas basales y escamosas de la piel y se pueden tratar si son diagnosticadas a tiempo. Este trabajo presenta un estudio sobre los efectos de la fase de la señal de ultrasonido cuando ésta atraviesa medios sintéticos con densidades similares a las de la dermis. Con ayuda de un sensor ultrasónico se establece una relación entre la variación de la fase de la señal de ultrasonido y la densidad del medio sintético por el que se propaga. Esta relación se consigue midiendo los cambios en la fase de la señal del sensor mediante el uso de un amplificador Lock-in.

Palabras claves: Densidad, fase, amplificador Lock-in

ABSTRACT

The study of densities in high-risk diseases, such as some tumors close to the skin, can be useful when conjecturing a diagnosis that will help in the appropriate treatment of the patient. Some diseases such as melanomas or carcinomas are the most common types of skin cancer. These begin in the basal and scaly layers of the skin and can be treated if diagnosed early. This work presents a study on the effects of the phase of the ultrasound signal when it passes through synthetic media with densities similar to those of the dermis. With the help of an ultrasonic sensor, a relationship is established between the variation in the phase of the ultrasound signal and the density of the synthetic medium through which it propagates. This relationship is achieved by measuring changes in the phase of the sensor signal through the use of a Lock-in amplifier.

Key words: Density, phase, Lock-in amplifier

1. INTRODUCCIÓN

El sonido consiste en una vibración mecánica capaz de modificar la presión existente en un medio elástico (el aire), y que se transmite desde su punto de origen hasta el oído. El sonido, por tanto, no puede propagarse en el vacío.

La propagación del sonido se efectúa siempre en un medio elástico a una velocidad determinada, siendo el medio que más nos interesa el aéreo. La velocidad de propagación del sonido en el aire es de unos 340 metros por segundo, si bien puede variar dependiendo de la temperatura y la humedad del aire. En otros medios la velocidad es diferente (S. A. López-Haro, 2010); por citar algún ejemplo, en el agua es de unos 1200 m/s (ej. sonidos de las ballenas) y en el acero de unos 5.100 m/s.

2. TEORÍA

2.1 Las ondas sonoras

Según William Moebs et al, define que *"el sonido es una alteración de la materia"*, que se envía desde el origen a un destino externo (W. Moebs, 2021). Desde un punto de vista más estricto las ondas sonoras son producidas cuando el aire es perturbado y este viaja a través de un espacio en tres dimensiones en forma de senoides progresivas con comportamiento longitudinal (Seto, 1977).

La velocidad con la que se propaga el sonido depende de las características del medio. Tal y como lo menciona Aldrich J. en [4], la densidad y la compresibilidad, que se refieren a la cantidad y distancia de las moléculas, son los factores que determinan la velocidad del sonido a través de una sustancia: La velocidad es inversamente proporcional a la compresibilidad, es decir, las moléculas en los tejidos más compresibles están muy separadas y transmiten el sonido más lentamente. Por lo tanto, los materiales con mayor densidad y menor compresibilidad transmitirán el sonido a una mayor velocidad. Cada tejido tiene su propia velocidad de propagación; por ejemplo, las ondas sonoras se mueven lentamente en la grasa, mientras que el aire tiene una velocidad de propagación tan lenta que las estructuras que lo contienen no pueden ser evaluadas por ultrasonido (Villaseñor, 2012).

La velocidad del sonido depende del medio por el cuál éste se desplaza, la velocidad, entonces asociada al medio depende de la rapidez de la energía vibratoria pueda atravesar el medio, en otras palabras, la velocidad puede obtenerse determinando el tiempo que las ondas invierten cuando se desplazan desde el punto inicial hasta el punto final (distancia conocida) (Tippens, 2001). La velocidad del sonido cuando el aire se encuentra a una temperatura de 0 °C es de 331 m/s [5].

Existen también tipos de ondas que no son audibles como las ondas ultrasónicas e infrasónicas que se encuentran en frecuencias que están más allá de los límites audibles, tal y como se puede apreciar en la Figura 1.

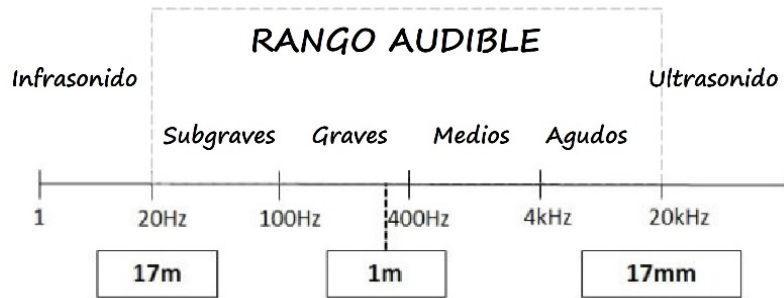


Figura 1. Rango de ultrasonido

El sonido ultrasónico se puede describir como una sucesión de ondas mecánicas, típicamente de naturaleza longitudinal, que se generan mediante la vibración de un material elástico, como un cristal piezoeléctrico, y se propagan a través de un medio material. Una característica distintiva del sonido en el rango ultrasónico es su frecuencia, la cual supera el límite de percepción auditiva humana de 20,000 ciclos por segundo o 20 KHz [4].

2.2 Pulsos de sonido ultracortos

Existen dispositivos electrónicos, cuyos sensores de sonido en las bandas del ultrasonido, por ejemplo, los módulos HC-SR04, que operan por encima de las frecuencias audibles para el ser humano, usando el principio de ecolocalización.

Estos sensores emiten pulsos ultracortos de sonido ultrasónico a una frecuencia específica (generalmente alrededor de 40 kHz) y luego miden el tiempo que tarda en recibir el eco de esos pulsos después de rebotar en un objeto. Basándose en el tiempo transcurrido y la velocidad del sonido en el aire, pueden calcular la distancia entre el sensor y el objeto con una precisión, véase la Figura 2.

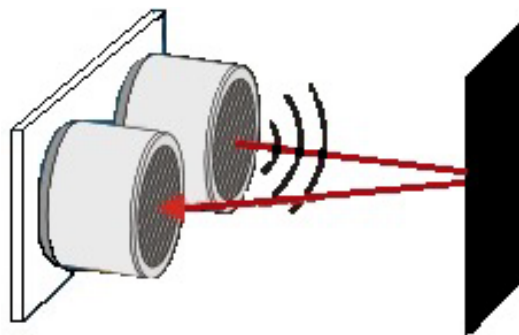


Figura 2. Diagrama que muestra el principio de funcionamiento del sensor

Su principio de funcionamiento se basa en el tiempo que tarda en caer el pulso en el pin **eco**, véase la Figura 3; este parámetro depende del tiempo que le toma a la señal regresar, es decir la relación entre la distancia es directamente proporcional al tamaño del pulso, teniendo:

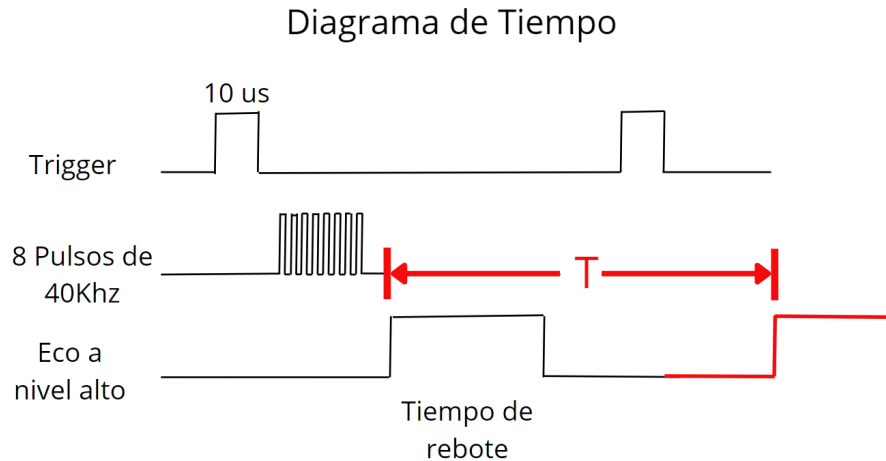


Figura 3. Diagrama de tiempo sobre el funcionamiento de las señales del sensor HC-04

2.3 Relación de la velocidad del sonido contra la densidad

"La velocidad del sonido se puede medir directamente determinando el tiempo que tardan las ondas en moverse a través de una distancia conocida" [5].

Cuando las ondas acústicas viajan a través de medios se generan ondas reflejadas y transmitidas (Kinsle, 1995), véase la figura 4.

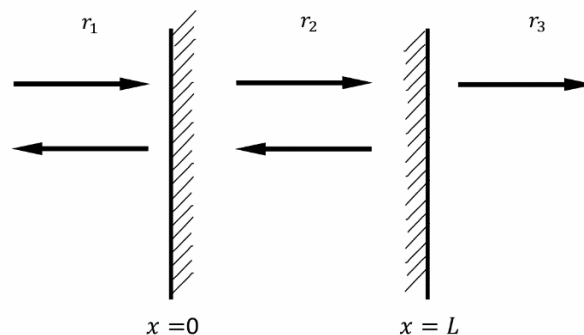


Figura 4. Reflexión y transmisión de ondas

La velocidad del sonido es mayor cuanto más denso es el medio donde se propaga. Por lo tanto, el sonido viaja más rápido a través de medios con mayor elasticidad. La densidad de un medio representa la masa por unidad de volumen. Así mientras más denso es un material, mayor será la masa de las moléculas, si se considera un mismo volumen, lo que implica que el sonido se trasmite más lentamente y dada esta premisa, esto indica que se puede encontrar una relación entre estas variaciones para poder saber si un medio varía en densidad.

3. PARTE EXPERIMENTAL

El arreglo experimental que se muestra en la Figura 5, describe la propuesta para analizar el comportamiento del desfase de la señal del sonido, cuando esta, a traviesa una densidad diferente.

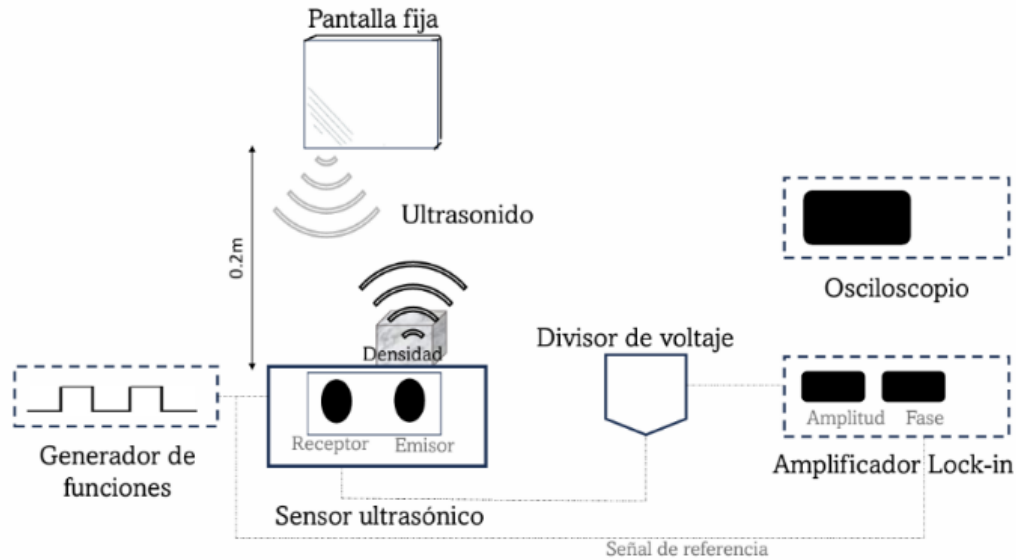


Figura 5. Arreglo experimental

3.1 Medición y resultados

Se trabaja con tirajes de muestras a distintas densidades, pensando en una sustancia que tenga la capacidad de variar la densidad de su concentración para formar sólidos a distintas densidades, se decide trabajar con la grenetina "Sustancia sólida, incolora, translúcida, quebradiza y casi insípida que se obtiene a partir del colágeno procedente del tejido conectivo de despojos animales hervidos con agua" (Quimica.es, s.f.), siendo uno de los polímeros más usados en varias áreas de estudio por sus propiedades para solidificarse y formar geles transparentes y gomosos (Normand, 2000). Se usa una marca comercial "Douche", presentación en polvo con el grado más alto de Bloom, este parámetro está relacionado con la elasticidad mecánica del gel y se emplea para clasificarla en tres tipos: bajo ($>120g$), medio ($120g \leq 200g$) y alto ($<200g$).

Se realiza un muestrario preparado con grenetina, en un molde para hielos con 5 muestras, cada muestra varía su concentración en gramos de sustancia sobre la misma cantidad de agua (15 mililitros); cada muestra es pesada con una báscula de precisión y variando la densidad de la muestra cómo se observa a continuación, véase la Tabla 1.

Tabla 1. Variación de la fase de la señal ante las variaciones de las densidades

Muestra	Grenetina (g)	Volumen (ml)	Densidad (kg/m^3)	Ciclo de trabajo	Amplitud	Fase
1	2	15	133.33	35.8	1.66	65.3
2	4	15	266.66	37.7	1.30	76.7
3	6	15	400.00	37.8	0.48	107.1
4	8	15	533.33	36.3	0.10	145.8
5	9	15	600.00	35.8	0.14	164.4

En la Tabla 1, se observan los valores resultantes al someter un emisor de pulsos ultracortos de ultrasonido (40 KHz), a distintas muestras cuyas densidades varían, véase la figura 6, cuyo

destino es una pantalla fija que se encuentra a 0.2 m de distancia, en cada caso, se analiza el valor de la fase de la señal, que proviene de un amplificador Lock-in.

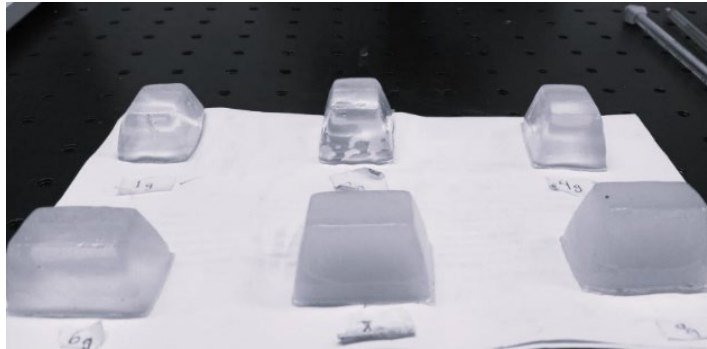


Figura 6: Muestras de grenetina

El comportamiento de las variaciones de las fases con respecto a la variación de las muestras a distintas densidades se puede apreciar en la siguiente Figura 7.

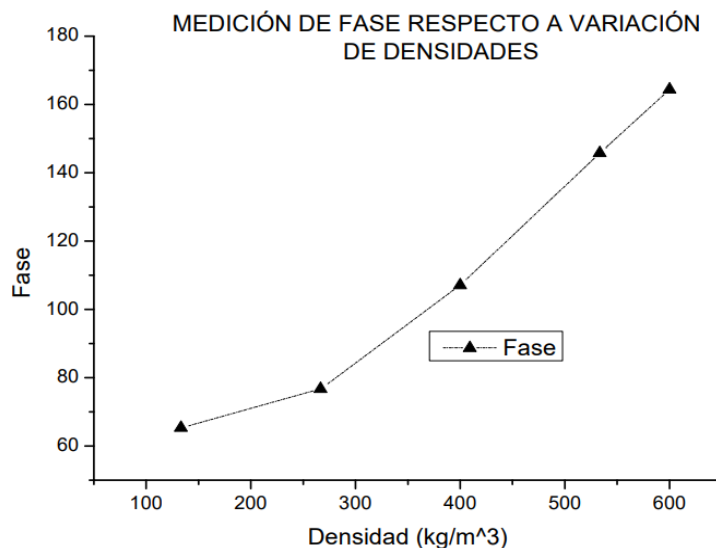


Figura 7. Fase de la señal contra la variación de densidades

En la gráfica siguiente (Figura 8) se puede apreciar como la señal echo se afecta en el parámetro de periodo, debido al retraso de la señal, y como esta se afecta en cada cambio de densidad, en color negro se aprecia la señal de ultrasonido cuando ésta viaja desde el emisor del sensor hasta la pantalla fija, teniendo como único medio de transporte el medio y la densidad del aire.

En los colores subsecuentes se muestran las señales del pin echo que es afectada por distintos medios interpuestos entre el emisor del sensor y la pantalla fija, cuyas densidades varían desde: 133.33 kg/m^3 hasta 600 kg/m^3 , notese que el periodo de la señal echo al ser atravesada por una densidad de menor densidad (133.33 kg/m^3), se produce una respuesta con periodo mayor (señal mostrada en color azul rey); adyacente a las señales de color verde agua, cuya señal es el resultado de haber sido sometida a una muestra cuya densidad de 266.66

kg/m^3 , seguida de la señal en color fucsia con un aumento de densidad equivalente a $400 kg/m^3$, para finalizar con las señales en color verde y negro puntado, sometidas a densidades de $533.33kg/m^3$ y $600kg/m^3$ respectivamente.

Resultando entonces una relación entre los periodos y las densidades con una proporcionalidad inversa, es decir, a menor densidad mayor periodo de la señal.

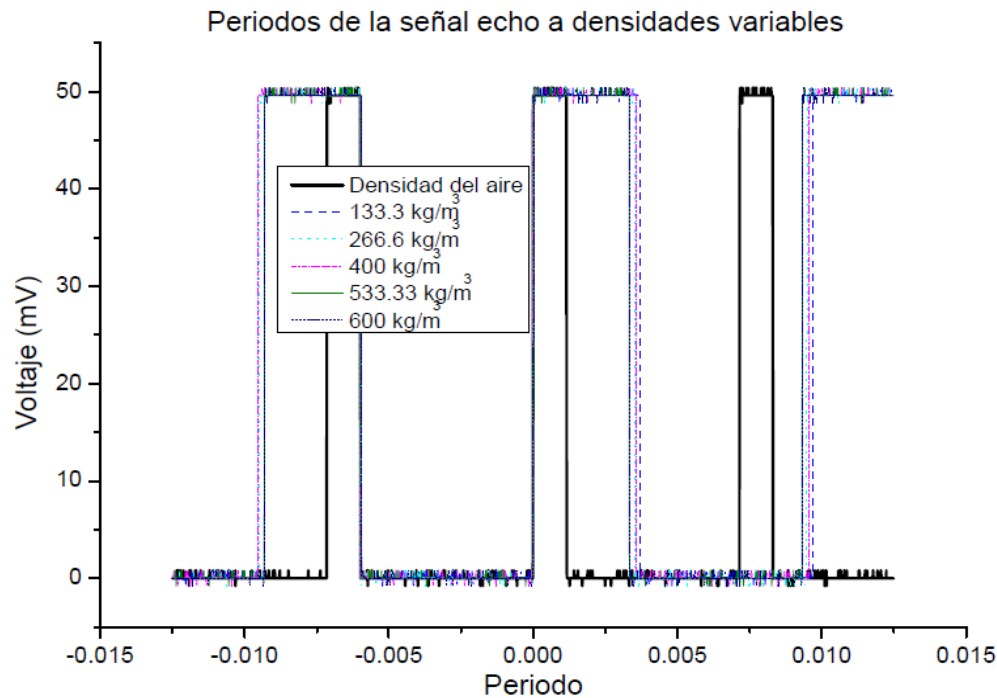


Figura 8. Señales obtenidas del osciloscopio

El estudio de las densidades puede aportar a futuro en el diagnóstico de enfermedades de la piel, como melanomas, ya que la evaluación de la densidad de las células en una biopsia puede ayudar a identificar patrones anormales. En los melanomas, a menudo se observa un aumento en la densidad celular, lo que puede ser un indicador de malignidad.

4. CONCLUSIONES

Los resultados de la velocidad de propagación del ultrasonido cuando se le anteponen medios de distinta densidad, distinta a la densidad del aire, retrasa la señal provocando cambios notables en la magnitud de la fase de la señal detectada.

A medida que el valor de las densidades aumenta, el medio crea un efecto en el que se alenta la señal, hasta llegar a la pantalla fija destino.

Entonces se puede establecer una relación Densidad-Fase, proporcionalmente directa, ya que, a mayor densidad sometida, la fase de la señal ultrasónica se incrementa, en otras palabras, la fase de la señal se ve directamente afectada por la densidad del medio por el cual éste tiene que atravesar para llegar a la pantalla fija.

5. REFERENCIAS

- [1]. A. V. a. L. L. S. A. López-Haro, "Medición de la velocidad de propagación del ultrasonido en tejido animal empleando reflectores fijos," *Simposio de Metrología*, pp. 1-7, 2010.
- [2]. S. J. L. a. J. S. W. Moebs, *Física Universitaria*, Prentice Hall, 2021.
- [3]. W. W. Seto, *Teoría y problemas de Acústica*, México: McGraw-Hill, 1977.
- [4]. C. P. a. P. M. M. a. G. A. B. Villaseñor, "Principios físicos básicos del ultrasonido" *Investigación en discapacidad*, vol. 1, pp. 25-34, 2012.
- [5]. P. E. Tippens, *Física, conceptos y aplicaciones*, México D.F.: McGraw-Hill, 2001.
- [6]. L. Kinsle, *Fundamentos de Acústica*, México D.F.: Limusa, 1995.
- [7]. Quimica.es, "Quimica.es, el portal informativo químico, Desde el laboratorio hasta los procesos.," [En línea]. Available: <https://www.quimica.es/enciclopedia/Grenetina.html>. [Último acceso: 25 septiembre 2023].
- [8]. V. a. M. S. a. R. J. a. P. A. Normand, "Gelation kinetics of gelatin: a master curve and network modelin," *Macromolecules*, vol. 33, pp. 1063-1071, 2000.

RECUPERACIÓN DE PIEZAS DENTALES MEDIANTE EL USO DEL LÁSER: ENDODONCIA

A. Padrón-Godínez^a, R. Prieto Meléndez^a, C. Salazar Figueroa^b, G. Calva Olmo^a

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

^b Nueva Imagen Dental, cesarbigblue@icloud.com

RESUMEN

Actualmente en la Odontología, como en muchas otras ramas de las Ciencias de la Salud, aparecen nuevas evidencias científicas que muestran el uso de emisión de luminosidad, en bajas y altas potencias, que han traído beneficios para ciertos tratamientos dentales en ciertas patologías. El empleo del láser en tratamientos odontológicos se debe en parte en el conocimiento en los procesos físicos y biológicos. En particular para la recuperación o reparación de piezas dentales mediante el uso del láser mostrada en este trabajo consiste en cauterizar y retirar el tejido pulpar que se encuentra en el nervio del diente dañado o infectado. Después se limpia y rellena la cavidad que dejó el nervio en el interior de la pieza dental para su restauración estética mediante una corona o prótesis según sea el caso.

Palabras clave: Endodoncia, Láser en Odontología, Aplicaciones de Láser

ABSTRAC

Currently in Dentistry, as in many other branches of Health Sciences, new scientific evidence appears that shows the use of light emission, at low and high powers, which have brought benefits for certain dental treatments in certain pathologies. The use of lasers in dental treatments is due in part to the knowledge of physical and biological processes. For the healing or repair of teeth using the laser shown in this work, it consists of cauterizing and removing the pulp tissue that is in the nerve of the damaged or infected tooth. Then the cavity left by the nerve inside the tooth is cleaned and filled for its aesthetic restoration by means of a crown or prosthesis.

Keywords: Endodontics, Laser Dentistry, Laser Applications

1. INTRODUCCIÓN

Los desarrollos y aplicaciones de láseres en muchas tareas médicas se siguen generando, siendo la mayor parte dentro de la oftalmología, esto lo muestra las estadísticas de cirugías reportadas. Sin embargo, el crecimiento de aplicaciones del láser en la Odontología se ha podido generar debido también al desarrollo tecnológico en la instrumentación en esta área de las Ciencias de la Salud. Para el uso del láser en tratamientos de Endodoncia se siguen los criterios de valoración para saber qué tipo de láser es el adecuado. Para ello se realiza un pequeño estudio de la composición de los láseres, es decir la tecnología de fabricación,

encontrados en el mercado para el uso odontológico. Ya sean Nd:YAG, Argón, CO2 por mencionar algunos, cada uno de ellos radian luz en una longitud de onda distinta produciendo diferentes efectos en un mismo tejido, Fig. (1).

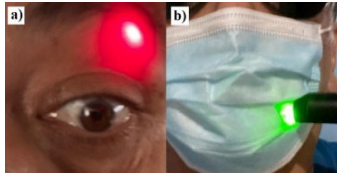


Figura 1. a) Tratamiento oftalmológico y b) tratamiento odontológico (Nueva Imagen Dental - NID)

Para poder llevar a cabo el proceso de la endodoncia dental también se debe de realizar un análisis de cuál es el efecto que se causa sobre los tejidos, según la temperatura que se genera al aplicar un láser sobre ellos. Lo cual está ligado a otra clasificación que se tienen en los láseres de baja y alta potencia. En cuestiones clínicas se pueden clasificar las endodoncias tomando en cuenta que no todas las piezas dentales tienen el mismo número de nervios, raíces ni de conductos radiculares. Así dependiendo que tipo de pieza dental requiere tratamiento las endodoncias se clasifican en unirradiculares, birradiculares y multirradiculares. Es importante saber que cuando una pieza dental llega a su madurez puede sobrevivir sin la pulpa que contiene el nervio. La extracción de estos nervios no afecta el funcionamiento de las piezas dentales y muchas veces cuando están infectadas o en descomposición son las que producen las molestias al paciente. La endodoncia evita la extracción de la pieza dental, la halitosis y otras consecuencias, es un tratamiento no doloroso (excepto la anestesia), recupera la masticación sin dolor, o destemplado por agua fría, además de prevenir otros tratamientos más costosos. Los resultados del uso del láser en la recuperación de piezas dentales se muestran en pruebas del tratamiento por endodoncia eliminando la pulpa dental en los nervios en algunas imágenes comparadas con el tratamiento convencional. La aplicación del láser sobre los tejidos orales tiene tres aspectos la longitud de onda, por lo tanto, su color o cromóforo y la cantidad de energía por unidad de tiempo. No hay que olvidar por ninguna razón, que la aplicación de un láser sobre los tejidos nerviosos se debe de realizar bajo el estricto cuidado del especialista dental una vez colocada la anestesia local sobre la pieza dental a sanar. Para la recuperación o reparación de piezas dentales mediante el uso del láser el objetivo consiste en cauterizar, eliminar el tejido pulpar que se encuentra en el nervio del diente dañado o infectado en una endodoncia para después retirar los restos. Además de emplear el láser adecuado en función de la longitud, para llevar a cabo el daño térmico en uno de los procedimientos de la endodoncia.

2. USO DEL LASER EN ODONTOLOGÍA Y ASPECTOS GENERALES

En el área de Odontología, el láser tiene una aplicación poco natural, colocándose en mayor o menor medida en casi todas las disciplinas odontoestomatológicas. En varias situaciones se analizan varias fuentes de luz para integrar las ventajas que nos ofrecen. Los láseres que se emplean en Odontología generalmente son los mismos que se integran en otras áreas médicas. Sin embargo, para ciertos tratamientos se precisan instrumentos de mano que puedan introducirse en la cavidad bucal. Por lo que, hay pocos láseres para tratamientos odontológicos que incorporan instrumentación apropiada para los tratamientos odontológicos. La emisión de luz radiada se puede clasificar frecuentemente en baja y alta

potencia y estos pueden aplicarse para estimulación, evitar la inflamación y anestesia los primeros y para cauterización, cicatrización o efectos visibles los segundos. Para tratamientos odontológicos suelen emplearse los de alta potencia en función de la profundidad alcanzada.

Un láser de Er:YAG (láser de cristal de granate de itrio y aluminio dopado con erbio) con potencia de 4 W a una frecuencia de 1-25 Hz sobre fibra óptica flexible; por lo que la energía de cada pulso llega hasta 600 mJ. Los valores de densidad de potencia pico justificarían la mayor efectividad del láser de Er:YAG. El láser Er,Cr:YSGG cristal de granate (cristalización en rombododecaedros, G, itrio Y, aluminio, Al y contaminado de erbio, Er) también es un láser aprobado por la *Food and Drug Administration* (FDA) empleado sobre tejidos duros dentales. Este láser emite luz a una longitud de onda de 2940 nm, que coincide con el coeficiente máximo de absorción del agua. Existen otras clasificaciones como el medio activo (gaseoso, líquido, sólido y de plasma), acertadamente también por su longitud de onda (~632, 650, 670, 780, 904 nanómetros) y por el tipo de emisión (pulsado o continuo). Los láseres para terapias de baja potencia se denominan como láser terapéutico cuya potencia no supera los 0,5 W. En el espectro electromagnético se encuentran entre el infrarrojo (IR) y el rojo visible, es decir entre 680 y 980 nm. Los de mayor uso en cavidades bucales están los diodos láser de GaAs y Al, entre 808 y 830 nm, usando potencias entre 0,02 y 0,1 W. Para el láser terapéutico de baja potencia se recomienda para anomalías relacionadas como la gingivitis, implantes, blanqueamiento dental por mencionar algunas. [1]

2.1 Aspectos generales del láser

Es bien conocido poder de la luz como medio curativo y terapéutico desde hace mucho tiempo, algunos le dicen la vitamina D, la exposición del cuerpo humano ante el Sol como restauración de la salud o como para la desaparición de hongos. Algunas sociedades la empleaban como tratamiento de la psicosis aunque ahora se sabe que mucho tiempo expuesto a la luz solar puede causar cáncer en la piel. La emisión de radiación estimulada y controlada bajo parámetros de longitudes de onda y cantidades de energía amplificada es la esencia que produce el láser. La radiación electromagnética de un láser en frecuencias donde son visibles o cercanas al visible es producida por numerosos átomos como electrones conocidos también como fotones radiados que pueden tener altas y bajas potencias. Los fotones son llamados como la unidad básica de la luz, su dinámica es similar a la de ondas sonoras que se pueden propagar en direcciones preferenciales si son polarizados. Cuando existe una estimulación de átomo mediante un fotón puede pasar a un nivel superior de energía, que en física se conoce como absorción. Y cuando se aniquila o regresa a su estado fundamental, emitiendo luz incoherente se conoce como emisión espontánea. En algunos casos puede suceder ambos efectos subir y descender a su estado original cuando se estimula el átomo, (SPDC, por sus siglas de Spontaneous Parametric Descendent Conversion), en esos casos se generan dos fotones que tienen la misma longitud de onda, fase y coherencia espacial. Este fenómeno físico es conocido como emisión estimulada haciendo que los fotones resultantes puedan seguir estimulando la emisión de más fotones con las mismas características. La radiación electromagnética generada por un láser produce fotones del mismo tamaño, manteniendo la dirección de propagación dando como consecuencia un haz de luz con alta potencia y propiedades bien conocidas. El láser entonces tiene ciertas propiedades como la monocromía, la coherencia espacial y temporal, la colimación. Con lo cual la luz láser tiene mucha

irradiancia, intensidad como comúnmente se conoce, debido a que todos los fotones contribuyen oscilando con la misma frecuencia, direcciones de propagación idénticas, sin claras divergencias. Se puede observar claramente que un láser concentra mucha energía por unidad de superficie produciendo al mismo tiempo fenómenos térmicos, Fig. (2). [2]

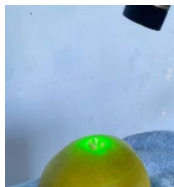


Figura 2. Luz láser verde entre 520 y 550 nm

Todos los láseres consisten en los siguientes componentes elementales: un medio amplificador, un generador de energía y de una cavidad óptica o resonadora. La radiación emitida puede ser enfocada a través de lentes convergentes aumentando su irradiancia hasta formar un punto focal donde se refleja la mayor intensidad del haz de luz. Fuera del punto focal la intensidad disminuye o diverge la luz, como en el caso de un haz gaussiano su mayor irradiancia es en centro de la superficie radiada. Cuando el láser genera un haz de luz se empieza a producir en primer lugar una inversión de población. Este fenómeno se logra por el amplificador una vez activada la fuente de energía, por lo que el medio activo se conduce a un estado excitado. Así comienzan los fenómenos de absorción, emisión espontánea y la emisión estimulada, generándose una gran cantidad de fotones, Fig. (3).



Figura 3. Arreglo de lentes convergentes para colimar un haz de luz producido por un láser sobre un cristal

En la Fig. 3 puede apreciarse la dirección de propagación de un haz de luz producido por un láser para incidir sobre un cristal, mediante el empleo de lentes convergentes para producir un daño óptico.

2.2 Tratamientos odontológicos mediante el láser

Desde hace tiempo la visita al dentista se ha convertido en una experiencia de nuevos tratamientos con la aplicación del láser en la odontología, que como hace dos décadas todavía eran inverosímiles porque eran técnicas en fase de experimentación. Aunque todavía la sociedad sigue incrédula por la desinformación cuando se emplea luz radiada sobre los tejidos biológicos y por el desconocimiento de las precauciones que deben usarse cuando se emplean en estos tratamientos. Sencillamente porque se habla de que la función del láser es quemar y cortar mediante calor por la alta potencia que produce al inducir sobre un tejido, que en otros términos se conoce como la ablación térmica [3-5]. Ahora ya existen muchas pruebas y resultados beneficiosos a no muy alto costo de la laserterapia dental, sólo hay que darles más difusión. Hoy en día se emplean dos tipos de láseres en los tratamientos principalmente para

tejidos blandos como las mucosas o las encías y en tejidos duros como un hueso o un diente, que son los fabricados de mediante un diodo y erbio respectivamente. Algunas de las aplicaciones verificadas científicamente son: la cirugía periodontal, cauterización o cicatrización de heridas, en la mucositis, en la prevención de caries, en la ortodoncia, en la hipersensibilidad dental, la inmovilidad de articulaciones mandibulares. En otros casos el láser nos ayuda a realizar tratamientos bucodentales (preparación de cavidades, eliminación de obturaciones antiguas, sellado de fosas y fisuras dentales y endodoncia), odontología estética (blanqueamiento dental), prótesis (colocación de coronas), cirugía bucal (extracción de dientes). Fig. (4).

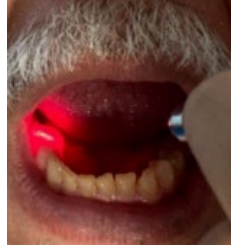


Figura 4. Tratamientos mediante la aplicación del láser

2.3 Aplicación del Láser sobre tejidos orales

Cuando se elige un tipo de láser para determinado tratamiento de baja o alta potencia, la longitud de onda ya no cambia, por lo que se selecciona el láser de acuerdo con el tejido que presenta más absorción. Hay que tener en mente que esto está condicionado también al tiempo que puede aplicarse sobre el tejido para no causar daños irreversibles. Como básicamente la elección depende de los cromóforos del láser, es decir el conjunto de átomos de una molécula responsables de la absorción para ciertas longitudes de onda, que en caso de longitudes de onda en el visible lo determina su color. Lo cual a su vez los cromóforos se diferencian o varían de acuerdo con el tejido al cual va dirigido el tratamiento, o sea el tejido diana. El efecto se refleja en cuanto mayor sea la absorción de la longitud de onda menor será su penetración en tejido y así hay que tomar en cuenta las propiedades ópticas de los tejidos. En la gráfica que se presenta en la Fig. (5), aparecen algunas muestras biológicas como el agua, la melanina, la oxihemoglobina, la carboxihemoglobina y la hidroxiapatita. Donde el de las abscisas están las longitudes de onda en micrómetros con escala logarítmica y en las ordenadas los coeficientes de absorción en micras por cm^{-1} . [6]

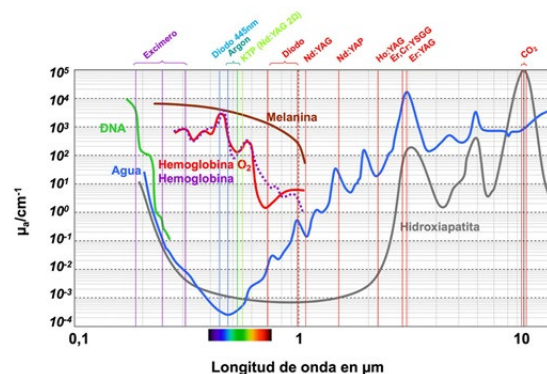


Figura 5. Longitudes de onda contra los coeficientes de absorción [6]

Como se comentó el desconocimiento de los pacientes que acuden al dentista provoca cierto temor ante los tratamientos mediante la aplicación de láser. Ya que el efecto fototérmico del láser produce un corte en el tejido, sin embargo, hay que tomar en cuenta también los tejidos circundantes. Un dato importante es que, si hay incrementos de temperatura de 15 Kelvin, se pueden producir daños irreversibles en las células, debido a que se afectan algunos sistemas enzimáticos generando efectos colaterales sobre ellas como la muerte celular o apoptosis. En la Fig. (6) se muestra al daño térmico irreversible mediante una simulación, si se emplea un láser pulsado con una densidad de energía por unidad de tiempo pico en el periodo límite del comienzo de la ablación del órgano diana. A su vez esto se podría interpretar como el gradiente térmico en zonas aledañas debido a la ablación. En este fenómeno las propiedades ópticas del tejido son las mismas para cualquier longitud de onda empleada, sin embargo, tiene diferente absorción según sean sus cromóforos. Cuando la densidad de potencia pico se aumenta, la difusión que muestra la Fig. (6) se mantiene sin variaciones.

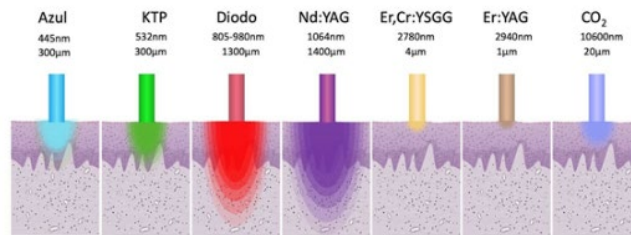


Figura 6. Simulación del daño térmico en función de la longitud de onda, empleando suficiente densidad de potencia. [6]

3. FASES DE LA ENDODONCIA

La endodoncia consiste en un procedimiento para evitar la extracción de piezas dentales originales o naturales, mediante un tratamiento del diente afectado, fracturados o donde la caries ha llegado a ser muy profunda dañando gravemente al nervio. El tratamiento trata de reparar y salvar la pieza dental eliminando la pulpa dental, el odontólogo aplica la apoptosis eliminando el nervio limpiando y sellando los conductos radiculares. A continuación, se muestra un panorama general de las fases de la endodoncia.

3.1 Diagnóstico

Antes de iniciar un tratamiento a un paciente que acude al consultorio dental con un malestar o dolor en una pieza dental en particular, se debe de realizar un radiodiagnóstico con imágenes panorámicas. Esto se realiza regularmente por otros laboratorios especializados donde se tienen los equipamientos adecuados para la toma de la radiografía panorámica donde se muestra toda la dentadura, Fig. (7). [7,8]



Figura 7. Imagen panorámica para el radiodiagnóstico que puede mostrar la pieza dañada

Una vez localizada la zona afectada el odontólogo toma otra radiografía en el consultorio para mostrar en detalle donde está la afectación, que tanto daño tiene y si se puede evitar la extracción del diente natural. Claramente se muestra un caso para el tratamiento de endodoncia y como se encuentran los nervios o pulpa en la pieza dental afectada, así mismo ayuda al odontólogo a decidir el inicio del procedimiento. El caso que se presenta en particular es debido a que el paciente tuvo una fractura de una pieza molar y la proliferación de la caries en la zona, Fig. (8).

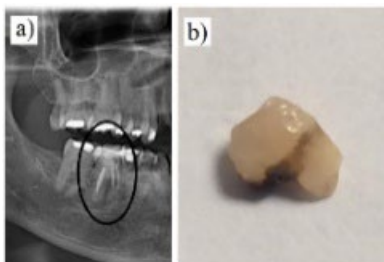


Figura 8. La imagen muestra la zona afectada a) radiografía, b) pieza fracturada

3.2 Anestesia

La anestesia aplicada es local para adormecer la zona afectada. Se coloca una goma alrededor de la pieza dental a manera de un dique que evita que entren bacterias dentro con la saliva en las periferias del diente o muela. También se trata de evitar en demasía el sangrado al realizar la curación.

3.3 Extracción del nervio

Se perfora la pieza dental para tener acceso al nervio a través del conducto radicular hasta llegar a la pulpa y eliminarla, así como bacterias. Se raspan y liman los lados de los conductos radiculares uno o varios según la naturaleza y tipo del diente. Aquí puede aplicarse el láser en ambos casos tanto para perforar el diente como para cauterizar los conductos radiculares. Es conveniente eliminar los posibles restos mediante la aplicación de clorhexidina o hipoclorito de sodio dentro del espacio que ocupaba la pulpa.

3.4 Sellado del o los conductos radiculares

Una vez que se desinfectó y se limpió la pieza dental se procede a sellar los conductos, luego se coloca una pasta especial para el sellado y lacrado (prácticamente se usa un polímero).

3.5 Reconstrucción de la pieza dental

Como se mencionó en el caso particular de fractura y proliferación de caries en la pieza dental, generalmente por esta razón se aplica la endodoncia, se procede a la reconstrucción del diente o muela y por lo regular es necesario colocar primero un poste que sostenga una corona para la restauración y protección. El tratamiento reestablece las funciones y los movimientos mandibulares a la hora de masticar los alimentos; además de una vista estética

de la pieza dental. La Fig. (9) se muestran las diferentes fases del tratamiento de la endodoncia.

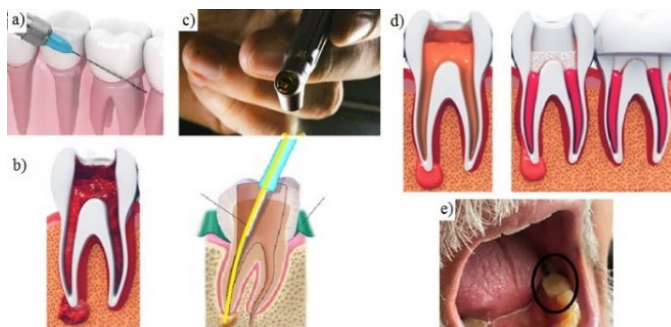


Figura 9. Las fases de la endodoncia a) anestesia, b) extracción, c) cauterización de la pulpa, d) sellado y e) reconstrucción

4. RESULTADOS

Para tratamientos odontológicos suelen emplearse los láseres de alta potencia como por ejemplo láseres de Diodo, Er:YAG, y Er,Cr:YSGG, cuyas características se mencionaron anteriormente. En el tratamiento se empleó un Er:YAG con potencia de 4 W a una frecuencia de 20 Hz; por lo que la energía de cada pulso será de 200 mJ, con una duración del pulso de 50 ms teniendo una potencia pico de 4000 W. En la Fig. (10) se muestran las imágenes de las radiografías de la pieza dental antes y después de la extracción.

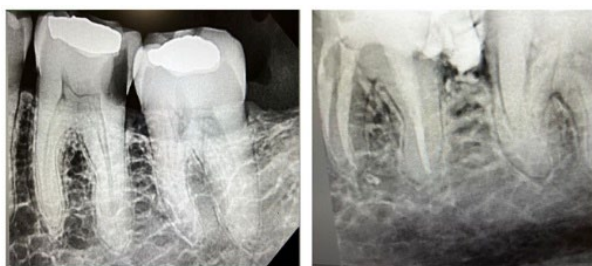


Figura 10. Comparación en radiografías el antes y después de la extracción

5. CONCLUSIONES

El uso del láser en este tratamiento permite al paciente menos sensación del dolor al extirpar o eliminar el tejido nervioso dañado a pesar de la anestesia, ya que comúnmente se usan pequeñas espadas de sierra o lima. Tomando la precaución de no exceder el tiempo de exposición sobre la pieza dental y la potencia empleada, para evitar la inflamación, heridas en las encías o un efecto secundario. En algunos casos el uso del láser para este tratamiento puede tener restricciones debido a las formas y dimensiones (profundidades) de los conductos nerviosos. Cuando los conductos radiculares tienen ramificaciones y todavía existe tejido nervioso dañado, lo cual el especialista debe comprobar mediante una radiografía, para que el tratamiento sea efectivo hay que exponer estos conductos para que el láser pueda ser inducido hasta esos lugares. En caso de que esto no se logró se utiliza el método convencional con espadas de mayor longitud. Los resultados del uso del láser en la recuperación de piezas dentales se mostraron en pruebas del tratamiento por endodoncia. Se comparó la eliminación

de la pulpa dental en los nervios con el tratamiento convencional. La aplicación de un láser sobre los tejidos nerviosos debe realizarse bajo el estricto cuidado del especialista.

6. REFERENCIAS

- [1]. Rosales M. A.; Torre G; et al. “Usos del láser terapéutico en Odontopediatría: Revisión de la literatura. Reporte de casos. ODOVTOS-Int. J. Dental Sc., 20-3 (September-December): 51-59. (2018).
- [2]. Natera G, Alfredo E. Usos del rayo Láser en Odontología restauradora: Primera parte. Aspectos generales, clasificación, interrelación con los tejidos vivos y precauciones en el uso. Acta Odontológica Venezolana, 38(1), 61-68, (2000). Recuperado en 15 de abril de 2024, de http://ve.scielo.org/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0001-63652000000100011&lng=es&tlng=es.
- [3]. España-Tost AJ, Arnabat-Domínguez J, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Aplicaciones del láser en Odontología. RCOE 2004; 9(5):497-511. (2004).
- [4]. Oltra-Arimon D, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Aplicaciones del láser de baja potencia en Odontología. RCOE 2004; 9(5):517-524. (2004).
- [5]. Larrea-Oyarbide N, España-Tost AJ, Berini-Aytés L, Gay-Escoda C. Aplicaciones del láser de diodo en Odontología. RCOE 2004; 9(5):529-534.
- [6]. España Tost A., El Láser en Odontología 2. “Dental Tribune”, septiembre 2022.
- [7]. ¿Qué es la endodoncia?, Acceso: 12 de abril 2024. Url: <https://www.adelasdental.es/tratamientos/endodoncia/#:~:text=%C2%BFQu%C3%A9%20es%20la%20endodoncia%3F,sellar%20el%20interior%20del%20diente> Adelas Dental (2024).
- [8]. Padrón, A., Prieto, R., Salazar, C., Herrera, A. “Compresión de material digital odontológico usando modulación

DISEÑO EXPERIMENTAL PARA LA ESTIMULACIÓN DE LA VISIÓN PERIFÉRICA EN EL DESARROLLO DE UN SISTEMA PARA PREDIAGNÓSTICO DE GLAUCOMA CON EEG Y ANÁLISIS DE SEÑALES

J. J. Ramos Beltrán^a M. Tello Bello^{a,b}, R. Enríquez Caldera^b, Á. S. Cruz Félix^b,
E. Tepichin Rodríguez^b

^a Universidad Anáhuac de Puebla, San Andrés Cholula, Pue
jesus.ramosbel@anahuac.mx, maribel.tello@anahuac.mx

^b Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, San Andrés Cholula, Pue.
mtellobello@inaoep.mx, rogerio@inaoep.mx, sinue@inaoep.mx
etepichin@inaoep.mx

RESUMEN

En este trabajo se presenta un montaje experimental para la estimulación del sistema de visión periférica humana; consta de 3 monitores que cubren 180° de visión horizontal y 109° de visión vertical, así como de un sistema de electroencefalografía (EEG) de 32 electrodos para el registro de la actividad eléctrica durante el estímulo visual. La estimulación del sistema de visión se realizó mediante un software desarrollado en Python, el cual se divide en cinco etapas para capturar la actividad cerebral. En cada etapa se realizó un video con los tiempos de inicio y fin de las diferentes etapas identificadas para la selección del análisis y procesamiento de las señales de EEG.

Palabras Claves: Python, Prediagnóstico de neuropatías ópticas, Campimetría

ABSTRACT

This work presents an experimental setup for stimulating the human peripheral vision system. It consists of 3 monitors that cover 180° of horizontal vision and 109° of vertical vision. An Electroencephalographic (EEG) system comprising 32 electrodes to record the electrical activity during the visual stimulus. The stimulation of the vision system is performed using software developed in Python, which is divided into five stages to record brain activity. In each stage, a video is made with the start and end times of the different stages identified for the selection of analysis and processing of the EEG signals.

Keywords: Python, Pre-diagnosis of optic neuropathies, Campimetry

1. INTRODUCCIÓN

El glaucoma es una enfermedad ocular progresiva que afecta el nervio óptico y puede resultar en pérdida irreversible de la visión. Actualmente, representa uno de los principales desafíos de la salud visual a nivel mundial [1]. Se estima que más de 76 millones de personas padecen

glaucoma a nivel mundial, y se proyecta que esta cifra aumentará a más de 111 millones para el año 2040 [1]. Aunque las estadísticas exactas pueden variar según las fuentes y criterios utilizados, se estima que alrededor de un millón de mexicanos sufre de glaucoma [3]. Un indicador del inicio del glaucoma es la disminución del campo visual. Para la mayoría de la población, el acceso a pruebas de diagnóstico es muy complicado, considerando múltiples factores como el costo, tiempo, especialización de los operarios, entre muchas otras, hasta el momento no existe una prueba de identificación del glaucoma con la anticipación, eficacia, accesibilidad, fácil de aplicar y cómoda de interpretar; esto dadas las características de la población con mayor afectación; es decir, enfermos no diagnosticados principalmente de países en vías de desarrollo, sin un sistema de salud ocular adecuado, sin el poder adquisitivo suficiente para realizarse las pruebas oculares o la visita al oftalmólogo.

Por lo tanto, el objetivo de este trabajo es presentar las etapas preliminares del desarrollo de un prototipo de bajo costo para el prediagnóstico de glaucoma, mediante la estimulación periférica de la visión. Para lograrlo, fue necesario el desarrollo de un software capaz de realizar barridos de estímulos visuales azules dentro de un fondo amarillo en las tres diferentes pantallas del sistema, además del desarrollo de la prueba. Esto implicó la toma de datos en algunos voluntarios. Cabe mencionar que en este trabajo se está siguiendo la declaración de Helsinki.

2. CAMPIMETRÍA COMPUTARIZADA

La campimetría computarizada es un método de diagnóstico que permite caracterizar el campo visual de un paciente mediante un estímulo visual, estos estímulos varían dependiendo del método utilizado, pueden ser objetos físicos como lapiceros, punteros laser sobre una pantalla u objetos y/o formas de alto contraste proyectadas en un monitor. El software especializado controla la aparición de estímulos luminosos de distintas intensidades y tamaños en varias posiciones del campo visual [4]. En la figura 1 mostramos un ejemplo de estos equipos comerciales [5]. El paciente presiona un botón cuando percibe uno de los estímulos visuales, lo que permite mapear las áreas donde la percepción es normal y aquellas donde no lo es.



Figura 1. Campímetro computarizado comercial, AP-300 GX2, Bienes de equipos, Montequinto Sevilla, España

2.1 Selección de colores de contraste

En la campimetría computarizada, los colores más utilizados son el blanco y el amarillo; estos son seleccionados por su capacidad de resaltar diferencias en la sensibilidad del campo visual [6]. El blanco es un color estándar debido al contraste que tiene con un fondo oscuro,

mientras que el amarillo puede ser útil para evaluar el campo visual en presencia de cataratas, ya que su longitud de onda atraviesa mejor las opacidades del cristalino. Adicionalmente, el uso de estímulos azules sobre un fondo amarillo (campimetría azul-amarillo) han demostrado ser efectivos en la detección temprana de defectos en el campo visual causados por el glaucoma. Esta combinación de colores es más efectiva por la sensibilidad que presentan las células ganglionares pequeñas, debido a que son las primeras en ser afectadas por la enfermedad [7, 8].

2.2 Ventajas y desventajas de la campimetría computarizada

Si bien es cierto que la campimetría computarizada es una técnica con la que se obtienen muy buenos resultados, tiene el gran inconveniente de no poder ser usada en pacientes con discapacidad visual severa. En la tabla 1 se muestran más desventajas y ventajas de la campimetría computarizada comparada con otras técnicas [9-12].

Tabla 1. Comparación entre técnicas de detección de glaucoma

Técnica	Ventajas	Desventajas
Campimetría Computarizada	Alta precisión y sensibilidad, rápida, no invasiva, fácil de administrar.	Requiere equipos muy costosos y personal entrenado para la toma de datos.
Tonometría	Evaluación rápida y sencilla de la presión intraocular.	No detecta directamente daños en el nervio óptico ni en el campo visual.
Tomografía de Coherencia Óptica (OCT)	Proporciona imágenes detalladas del nervio óptico y la capa de fibras nerviosas.	Costosa, requiere equipo muy especializado y no puede detectar cambios funcionales tempranos.
Perimetría Manual	Puede ser utilizada en casos donde la tecnología no está disponible.	Menor precisión, mayor tiempo de administración y susceptible a errores del operador y del paciente.
Electrorretinografía Multifocal (mfERG)	Detecta disfunción retiniana antes de que aparezcan cambios en el campo visual.	Técnica compleja, requiere equipo especializado y experiencia del operador.

3. DISEÑO DEL SISTEMA

Como ya se comentó, las tres etapas de este trabajo, mismas que se representan esquemáticamente en la figura 2, serán descritas a detalle en esta sección



Figura 2. Proceso de desarrollo del sistema

3.1 Selección y calibración del hardware

Como primera etapa se realizó el armado del sistema, el cual consta de 3 monitores con una resolución de hasta 1920 x 1080 pixeles [13]. Se seleccionó un dispositivo externo que permite controlar 3 monitores de forma extendida como se observa en la figura 3.



Figura 3. Fotografía del arreglo de 3 monitores

Después se realizaron pruebas para determinar la distancia focal y la apertura de los monitores, con el fin de garantizar una apertura lateral de 180° y una apertura superior de 54.46° , tal como se esquematiza en la figura 4.

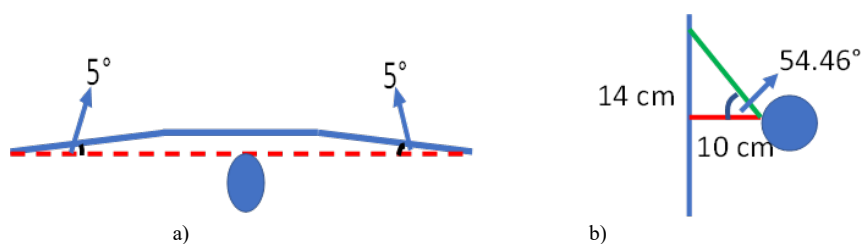


Figura 4. Esquema del arreglo de monitores. a) vista área y b) vista lateral

En la figura 5 se muestra el procedimiento para la calibración del campo visual. Para ello, se seleccionaron los colores verde y azul para no fatigar la vista. Primero, se realizó un barrido horizontal del cuadro azul y se solicitó a los voluntarios presionar un botón del mouse cuando observaran el estímulo azul. Esto detiene el programa y permite medir la distancia a la cual se observó el estímulo, y comprobar si se cubre el rango esperado. Posteriormente se realizó un barrido vertical, solicitando nuevamente que oprimieran el botón del ratón y comprobar con ello la apertura esperada.



Figura 5. Calibración del sistema físico

Para el registro electroencefalográfico, se empleó la gorra de 32 electrodos del sistema EMOTIV EPOC Flex Wireless saline model (Figura6). Las señales electroencefalográficas se obtuvieron con un muestreo secuencial simple de 128 sps, 14 bits de resolución y un ancho de banda de 0.2- 45 Hz [14]. Se realizaron pruebas con sujetos voluntarios para identificar los electrodos activos durante la presentación de los estímulos visuales.



Figura 6. Gorra para electroencefalografía EMOTIV EPOC Flex Wireless saline model

3.2 Desarrollo del software

El software utilizado se desarrolló en Python. Este cuenta con diferentes etapas, en cada una de ellas se realiza un proceso para la visión y toma de información. El software muestra las instrucciones para cada etapa, lo que permite disminuir la interacción del operador con el paciente. Lo anterior evita cualquier perturbación que pueda alterar el registro electroencefalográfico. Dentro de las primeras dos etapas (Figura7), se realizó la calibración de la gorra para electroencefalografía. Se solicitó a los voluntarios mantener los ojos abiertos durante un lapso de tiempo (especificar cuánto tiempo) y después cerrados durante el mismo lapso de tiempo. Lo anterior permite que los electrodos registren movimientos oculares o parpadeos. Esto permite eliminar artefactos de movimiento en el análisis y procesamiento de datos.



Figura 7. Etapas de calibración del software

En la tercera etapa, colocamos una pantalla amarilla con un punto negro en el centro como punto de referencia (Figura 8), para producir una mejor respuesta al estímulo azul (ver apartado 2,2) al generar la saturación de los cono-receptores para los colores rojo y verde.

Para la cuarta etapa se mostró la misma pantalla amarilla con la presentación del estímulo azul de manera aleatoria con distribución de probabilidad uniforme, tanto en espacio como en tiempo. Un vector con dimensiones del número de estímulos que pueden aparecer sobre las dimensiones de todo el arreglo de monitores es creado, tanto para el eje x como para el eje y , cuando un elemento del vector en y es utilizado, este elemento es eliminado lo que reduce la dimensión del vector, el barrido no concluirá hasta que este vector se quede sin elementos. Es importante señalar que el tiempo de permanencia del estímulo azul es de 1 segundo. En esta etapa solicitamos al voluntario observar la pantalla solamente, para contar con datos de posición del estímulo. Posteriormente se verificó con las señales EEG, la posibilidad de detectar los estímulos visuales sin necesidad de que el voluntario realice alguna acción mecánica.



Figura 8. Pantalla amarilla con estímulo azul

Por último, en la quinta etapa (Figura 9), se realizó un barrido similar al de la etapa cuatro. Sin embargo, este estímulo se mostró en diferentes coordenadas, para evitar que el sujeto recuerde la prueba y automatice sus respuestas. Además, solicitamos al sujeto que presionara el botón del mouse cada vez que observara el estímulo azul para almacenar los datos de posición y tiempo de reacción. Con esto, detectamos falsos positivos o falsos negativos al realizar la comparación entre los vectores con los que se generan los estímulos y el vector en el que se almacenaron las respuestas del voluntario. Esta información nos ofreció la posibilidad de evaluar la respuesta en las áreas en las que no fueron detectados los estímulos y corroborar si la persona no fue capaz de visualizarlos. Todos estos datos fueron almacenados en una hoja de Excel (Figura 9) para su posterior análisis y procesamiento.

1	Nombre	Apellidos	Edad	Pixeles X	Pixeles Y	Tiempo (s)
2	Gustavo	Campos	36	2610	210	3.7
3	Gustavo	Campos	36	600	630	5.5
4	Gustavo	Campos	36	180	510	9.4
5	Gustavo	Campos	36	2550	420	15.2
6	Gustavo	Campos	36	2640	120	17.1
7	Gustavo	Campos	36	3060	330	19.1
8	Gustavo	Campos	36	30	0	20.9
9	Gustavo	Campos	36	2370	510	26.5
10	Gustavo	Campos	36	4230	420	28.5
11	Gustavo	Campos	36	4170	570	35.9
12	Gustavo	Campos	36	3690	600	37.9
13	Gustavo	Campos	36	1350	540	39.9
14	Gustavo	Campos	36	90	240	41.9
15	Gustavo	Campos	36	2370	630	45.6
16						
17						

a)



b)

Figura 9. Muestra de resultados de toma de datos: a) hoja de Excel obtenida; b) toma de datos en un paciente

Como parte complementaria, se diseñó un soporte para la barbilla con el objetivo de mantener la misma distancia de los ojos del sujeto a las pantallas. Esto permitió que las personas se encontraran cómodas al momento de la prueba.

3.3 Toma de datos muestra

Por último, se realizó la toma de datos a personas voluntarias en un rango de edad de 20 a 38 años. A continuación, se enlista el procedimiento realizado en la toma de datos:

- 1. Preparación del sujeto:** Primero se realizó un cuestionario donde se analizó la viabilidad de la persona voluntaria, el cual está enfocado en conocer si no ha sufrido de ataques de epilepsia o convulsiones por la exposición a luces intensas [15]. Después se explicaron las pruebas de las diferentes etapas del experimento.

Finalmente, se respondió al sujeto cualquier duda que pudiera tener [16], siguiendo, como ya se comentó la declaración de Helsinki. Después se le colocó la gorra de electroencefalografía del sistema EMOTIV FLEX y se le pidió que se sentara en una silla frente a los monitores, colocando su barbilla en el soporte para mantener la distancia requerida.

2. **Calibración del sistema de electroencefalografía EMOTIV FLEX:** Se realizó la calibración del sistema de EEG EMOTIV FLEX, dentro de la interfaz de usuario de la propia marca. El primer paso es colocar adecuadamente los electrodos de la gorra de 32 canales y que registren las señales electroencefalográficas con una calidad superior al 80% del valor nominal (si cuentan con el valor de impedancia es adecuado ponerlo, que comúnmente son menores a 5KOhms). Los datos EEG son registrados en la interfaz de usuario para posteriormente ser descargados y analizados.
3. **Presentación de estímulos:** Durante el registro electroencefalográfico ejecutamos el programa desarrollado ex-profesor para los estímulos visuales, procurando la sincronización del EEG con los mismos. Esto para lograr que las etapas de calibración con ojos abiertos y ojos cerrados coincidan, tanto en el programa de EMOTIV, como en el programa desarrollado. Los datos obtenidos de posición y tiempo fueron almacenados en una hoja de Excel desde el software diseñado, mientras que en otro libro Excel se almacenaron los datos EEG registrados. La duración de cada prueba fue de 9 minutos 30 segundos.
4. **Análisis de datos:** Los datos fueron analizados y procesados con un software desarrollado en MatLab, el cual se basa en análisis de los momentos estadísticos para la búsqueda de parámetros, patrones y comportamientos correlacionales, que determinarán las bases para definir biomarcadores que ayudarán a determinar el diagnóstico del glaucoma.

4. RESULTADOS

Se realizaron experimentos en 6 pacientes (2 mujeres y 4 hombres, de un rango de edad de 20-38 años). En la toma de datos se han podido observar diferentes puntos que afectan al sistema y los cuales representan áreas de oportunidad como trabajo futuro.

El proceso de la toma de datos se puede dividir en 3 etapas que se detallan en seguida. En la primera etapa denominada Acondicionamiento, se consideran varios detalles y se sugiere dejar todo el equipo EEG listo un día antes de la toma de datos, esto implica, los electrodos colocados en la gorra, las almohadillas de fieltro fuera de cada electrodo, monitores y soporte de barbilla en posición adecuada, solo para realizar el mínimo de justes.

La Toma de Datos <<per se>>, es la segunda etapa, la cual inicia de 30-60 minutos antes de la llegada del sujeto que se someterá a la prueba. La parte medular de esta etapa es la conexión y calibración del EEG, de tal forma que se alcance una conectividad de 100% en los 32 sensores (el software marcará en verde los 32 sensores).

La tercera y última etapa del proceso experimental consiste en la detención de la lectura de datos de los electrodos, apagar el software, detener la grabación del video, desconectar el

dificultad los límites laterales e incluso sobrepasarlos en algunos participantes. No obstante, se han encontrado dificultades para cubrir los límites superiores e inferiores. La visión superior puede ser abarcada si se acerca al paciente al dispositivo.

Se detectaron dos problemas si los sujetos se sientan muy cerca de los monitores: en primer lugar, la visión se fatiga rápidamente debido a la intensidad del color; en segundo lugar, se produce un desenfoque durante periodos prolongados, lo cual podría generar resultados erróneos. Para mitigar estos inconvenientes, se propone reducir el brillo y la saturación de los colores en los monitores mediante el software, además de alejar al paciente a una distancia de 20 cm y concentrar el estudio en la visión superior.

Esta decisión se basa en la literatura [17, 18], que indica que el glaucoma en etapas tempranas se manifiesta principalmente en las zonas superiores, tanto a la derecha como a la izquierda. Para llevar a cabo esta adaptación, moveremos el punto de referencia hacia la parte inferior, enfocando la vista en la parte superior. A pesar de estos desafíos, el sistema ha demostrado ser eficaz para detectar la sensibilidad de la visión periférica y determinar los rangos óptimos para nuestros estudios.

6. REFERENCIAS

- [1] Y.-C. Tham, X. Li, T. Y. Wong, H. A. Quigley, T. Aung, and C.-Y. Cheng, "Global prevalence of glaucoma and projections of glaucoma burden through 2040: A systematic review and meta-analysis," *Ophthalmology*, vol. 121, no. 11, pp. 2081-2090, 2014, doi: 10.1016/j.ophtha.2014.05.013.
- [2] H. A. Quigley, "Glaucoma: A silent thief of sight," *American Academy of Ophthalmology, EyeNet Magazine*, Noviembre 2006. [En línea]. Disponible: <https://www.aao.org/eyenet/article/glaucoma-silent-thief-of-sight>.
- [3] L. E. Macedo-de la Concha, R. Velasco-Ramos, J. C. Rojas-Bautista, and J. Ayala-Delgadillo, "Prevalencia del glaucoma en población adulta de México," *Revista Mexicana de Oftalmología*, vol. 91, no. 4, pp. 182-189, 2017, doi: 10.24875/RMO.17000054.
- [4] Central Ocular, "¿Qué es la campimetría y cuándo está indicada?" [En línea] Central Ocular, Disponible: <https://cpoftalmologia.pt/en/exame/perimetria-estatica-computorizada/>. [Accedido: 01-Agosto-2024].
- [5] GX2, "Campímetro Automático AP-300," [En línea]. Disponible: <https://gx2.es/producto/campimetro-automatgico-ap-300/>. [Accedido: 01-Agosto-2024].
- [6] F. K. Horn and J. B. Jonas, "Comparative assessment of frequency doubling perimetry, blue on yellow perimetry, and white on white perimetry in the detection of early glaucoma," *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 56, no. 8, pp. 4781-4787, 2015.
- [7] A. Klistorner y S. Graham, "Multifocal Blue-on-Yellow Visual Evoked Potentials in Early Glaucoma," *Ophthalmology*, vol. 114, no. 9, pp. 1613-1621, Septiembre. 2007.

- [8] D. F. Garway-Heath and R. A. Hitchings, "Optimizing the detection of glaucomatous damage with visual function tests," *Progress in Retinal and Eye Research*, vol. 44, pp. 40-57, 2014.
- [9] A. Morejón, "Desarrollo de una fórmula predictora del glaucoma a partir de la perimetría FDT Matrix y OCT aplicable en atención primaria," tesis doctoral, Universidad de Valladolid, Valladolid, España, 2019.
- [10] D. A. Iyengar y G. C. Fowler, "Tonometry," Pfenninger and Fowler's Procedures for Primary Care, Capítulo 58, pp. 371-375, Elsevier, 2019.
- [11] K. Hirasawa, J. Yamaguchi, K. Nagano, J. Kanno, M. Kasahara, y N. Shoji, "Structure–Function Relationships and Glaucoma Detection with Magnification Correction of OCT Angiography," *Ophthalmology Science*, vol. 2, no. 2, artículo 100120, Junio 2022.
- [12] W. S. Shalaby, S. Sinha, J. S. Myers, y R. Razeghinejad, "Virtual Perimetry," *Advances in Ophthalmology and Optometry*, vol. 8, no. 1, pp. 213-237, Agosto. 2023.
- [13] Dell Inc., *Dell P2317H monitor: Guía del usuario*, [En línea]. Disponible: https://dl.dell.com/manuals/all-products/esuprt_display_projector/esuprt_display/dell-p2317h-monitor_user's-guide_es-mx.pdf.
- [14] EMOTIV, "EPOC Flex," 27 de julio de 2020. [En línea]. Disponible: <https://emotiv.gitbook.io/epoc-flex-user-manual/epoc-flex/technical-spec>.
- [15] UCB, "Epilepsia fotosensible: ¿Qué es?", [En línea]. Disponible: <https://ucbcares.es/pacientes/epilepsia/es/content/684765574/epilepsia-fotosensible-que-es>. [Accedido: 01-agosto-2024].
- [16] Leni Anta López, "Protocolo de campimetría," Máster en enfermería oftalmológica, Universidad de Valladolid, IOBA, 2012-2013.
- [17] Cox, M. J., Spaeth, G. L., "Capítulo 15 - Glaucoma," en *Oftalmología. Secretos*, 5ª ed., editado por Gault, J., 2023, pp. 143-150, ISBN 978-84-1382-401-7, <http://dx.doi.org/10.1016/B978-84-1382-401-7.00015-1>. (<https://www.clinicalkey.com/student/content/book/3-s2.0-B9788413824017000151>)
- [18] Gurría Quintana, L., "Capítulo 32 - Glaucoma," en *Oftalmología en la práctica de la medicina general*, 5ª ed., editado por Hernández, E., Wiechers, E., McGraw-Hill; 2020. <https://accessmedicina.mhmedical.com/content.aspx?bookid=2801§ionid=236654063>.

UN NUEVO MODELO MATEMÁTICO DE ESTRUCTURAS ÓSEAS CON VASCULARIZACIÓN: MODELO DE KOMAROVA-TRAVASSO TRIDIMENSIONAL

Rebeca Franco Reyes^a, Eduardo Moreno Barbosa^a, Ricardo Agustín Serrano^a, 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.

RESUMEN

La angiogénesis está estrechamente relacionada con la osteogénesis esto debido a que la contribución de los vasos sanguíneos en las funciones y remodelación ósea ha cobrado recientemente un enorme interés por su potencial terapéutico. Los avances recientes en la comprensión de los vasos sanguíneos y los nichos vasculares en el hueso son de una importancia crítica en la regulación del desarrollo y la fisiología del hueso. Se propuso acoplar los modelos matemáticos de Komarova y Travasso para desarrollar un modelo que combine un diseño de la morfología ósea y su contraparte celular de la vascularización.

Palabras Clave: Angiogénesis, osteogénesis, modelos matemáticos

ABSTRACT

Angiogenesis is closely related to osteogenesis, as the contribution of blood vessels to bone function and remodeling has recently gained enormous interest for its therapeutic potential. Recent advances in the understanding of blood vessels and vascular niches in bone are of critical importance in regulating bone development and physiology. It was proposed to couple the mathematical models of Komarova and Travasso to develop a model that combines a design of bone morphology and its cellular counterpart of vascularization.

Key words: Angiogenesis, osteogenesis, mathematical models

1. INTRODUCCIÓN

Los huesos, los componentes estructurales y mecánicos de nuestro cuerpo, están involucrados en el metabolismo de todo el cuerpo, las funciones cerebrales, la homeostasis mineral y la generación de células sanguíneas [1,2]. Estos son tejidos altamente vascularizados, metabólicamente activos que tienen una extensa red de vasos sanguíneos excepto en las regiones cartilaginosas [1,3]. Los vasos sanguíneos no son solo conductos de transporte; las células endoteliales (CE: las unidades constructoras de los túbulos de los vasos

sanguíneos), interactúan estrechamente con las células tisulares para regular su fisiología y funciones como hematopoyesis y osteogénesis [4].

El proceso de formación ósea comienza en el útero y continúa hasta la vida adulta con el fin de reparar fracturas y remodelar los huesos en función de las demandas fisiológicas. Existen dos mecanismos distintos de osificación, endocondral e intramembranosa [5], los cuales median la formación ósea en mamíferos. Durante ambos mecanismos, el factor de crecimiento endotelial vascular (VEGF) atrae a las CE para vascularizar el tejido óseo. La vascularización coincide con la aparición de células óseas y hematopoyéticas [4,6]. También se muestra que la vasculatura influye en la morfogénesis del hueso en desarrollo [7].

La angiogénesis, proceso de formación de nuevos vasos sanguíneos a partir de un vaso existente, también juega un papel crucial en la regulación del desarrollo óseo, ya que está acoplada con la osteogénesis (formación ósea) y la condrogénesis (formación de cartílago) [4]. Varias pruebas indican un modo único de crecimiento de los vasos sanguíneos en el hueso en comparación con otros tejidos, que experimentan modos de angiogénesis por brotación o intususcepción. La angiogénesis por brotación se observa generalmente involucrando ‘células de la punta’ endoteliales en el frente principal de los nuevos brotes de vasos, que exhiben largas extensiones o filopodios en la dirección de factores angiogénicos como VEGF. Las ‘células del tallo’ siguen y proliferan para alargar el brote [4]. Esto se ha observado en el cáncer, así como en el embrión, incluso durante la formación del cerebro. La angiogénesis intususceptiva es la división de los vasos existentes por columnas de células y se observa durante el desarrollo de los pulmones y el corazón [8].

Es por ello que es de gran importancia simular detalladamente estos procesos, debido a que permitirían conocer las diferentes etapas y procesos en el desarrollo del cáncer de hueso. El modelado matemático de sistemas biológicos es una base para poder realizar este tipo de simulaciones. Este tiene su origen en el trabajo pionero de científicos como Alfred Lotka y Vito Volterra, quienes desarrollaron modelos para entender las dinámicas de poblaciones depredador-presa a principios del siglo XX. Posteriormente, el enfoque se amplió para abarcar una amplia gama de sistemas biológicos, con el avance de la computación en la segunda mitad del siglo XX, se pudieron realizar simulaciones más complejas y detalladas, permitiendo la verificación de datos experimentales y la realización de análisis más precisos. Hoy en día, el modelado matemático es una herramienta fundamental en biología de sistemas, biomedicina y ecología, facilitando la comprensión y la predicción del comportamiento de sistemas biológicos complejos.

El remodelado óseo se produce en lugares espacial y temporalmente diferenciados del esqueleto e implica la reabsorción del tejido mineralizado existente por parte de los osteoclastos, seguida de la formación de hueso nuevo por parte de los osteoblastos [9,10]. El modelado matemático de la remodelación ósea se ha centrado en varios aspectos de este proceso y se lleva a cabo por dos vías, la primera es por medio de modelos teóricos que permiten explicar la dinámica espacio-temporal, obteniendo patrones con microestructura análoga al tejido óseo a partir de estos; la segunda es a partir de investigaciones experimentales, donde utilizando nuevas tecnologías de procesamiento de materiales se permite la creación de matrices poliméricas con mejores propiedades de biocompatibilidad

[9,10]. Los modelos matemáticos de la angiogénesis han sido fundamentalmente de dos tipos: descripciones microscópicas que explican la dinámica celular y las descripciones de grano grueso basadas en ecuaciones de difusión [11]. El estudio del comportamiento emergente de una red vascular recién formada necesita un enfoque unificado. Por lo tanto, la morfología final de la red vascular depende tanto de los fenómenos que ocurren a nivel celular (por ejemplo, la activación y el brote posterior de nuevas ramas), como de los movimientos colectivos a escala macroscópica de las células debido a la proliferación de células endoteliales y las propiedades del tejido [12].

En este trabajo presentamos un modelo que combina el diseño de la morfología ósea con su contraparte celular de la vascularización, acoplando los modelos matemáticos de Komarova [9] y Travasso [13]. El primer modelo permite calcular la dinámica celular de las interacciones autocrinas y paracrinas entre osteoblastos y osteoclastos, utilizando un término de difusión para describir el proceso de remodelación ósea desde una perspectiva biológica. El segundo modelo representa la formación vascular, permitiendo comparar la estructura ósea con y sin vascularización para descubrir cómo se ve afectada la morfología de los huesos largos.

2. MODELO EXTENDIDO DE KOMAROVA – TRAVASSO

El modelo planteado por Svetlana V. Komarova [10], describe la dinámica de la población de células óseas, con el número de osteoclastos y osteoblastos denotado por C y B , respectivamente en una sola unidad multicelular básica (BMU). En este modelo, tanto los osteoclastos como los osteoblastos pueden producir efectores locales capaces de activarse o inhibirse a sí mismos o a otro tipo celular.

Por otro lado, el modelo planteado por Travasso [13] establece que la dinámica de la interfaz entre los capilares recién formados ($\phi > 0$) y los factores angiogénicos ($T > 0$) son tratados con un formalismo de un modelo tipo de campo de fase (ϕ) [14]. La activación del fenotipo de células de la punta en las células endoteliales es el resultado de su respuesta al medio ambiente a través de procesos internos de regulación genética. Este complejo proceso se implementa en el modelo a través de un componente basado en agentes. El modelo de campo de fase rastrea la posición de los capilares y los parámetros como son: tasa de proliferación, velocidad celular y constantes de difusión, estas se pueden relacionar directamente con cantidades medidas experimentalmente.

El modelo de remodelación ósea considera la región del hueso hasta el nivel celular, con influencia de factores locales, las células proliferativas y no activadas se describen mediante un parámetro de orden que es igual a -1 fuera del capilar y +1 dentro de ella. Suponemos que la dinámica de las células endoteliales del tallo es el resultado del equilibrio entre el término de proliferación celular, regulado por la concentración de factor angiogénico, y el término que describe la dinámica del vaso. También suponemos que existe un límite bien definido entre la pared del vaso y el tejido. Por lo tanto, tenemos:

$$\frac{\partial C}{\partial t} = \alpha_1 C^{g_{11}} B^{g_{21}} - (\beta_1 - \Lambda_C)C - \Lambda_C(1 + \nabla^2)^2 C \quad (1)$$

$$\frac{\partial B}{\partial t} = \alpha_2 C^{g_{12}} B^{g_{22}} - (\beta_2 - \lambda_B) B - \lambda_B (1 + \nabla^2)^2 B + \varepsilon_2 B \phi^2 \quad (2)$$

$$\frac{dZ}{dt} = -k_1 \max(0, C(t) - \bar{C}) + k_2 \max(0, B(t) - \bar{B}) \quad (3)$$

$$\partial_t \phi + \nabla(\vec{v} \cdot \phi) = M \nabla^2 [-\phi + \phi^3 - \varepsilon \nabla^2 \phi] - \varepsilon_2 B \phi^2 \quad (4)$$

$$\vec{v} = \chi |\nabla T| \left[1 + \left(\frac{G_M}{G} - 1 \right) (\cos \theta \hat{i} + \sin \theta \hat{j}) \right] \quad (5)$$

donde C y B son el número de osteoclastos y osteoblastos; α_i y β_i son las actividades de producción y eliminación de células; los parámetros g_{ij} representan la eficacia neta de los factores autocrinos o paracrinos derivados de los osteoclastos. Una propiedad destacable es que las células son capaces de moverse de forma independiente a través de la matriz extracelular. Este movimiento celular puede definirse por la interacción de las células con sus vecinos más cercanos. Teórica y experimentalmente, la difusión puede ser reemplazada por la combinación de los mecanismos subyacentes con interacciones espaciales de largo y corto alcance, estos comportamientos biológicos se consideran matemáticamente en los términos $\Lambda_C (1 + \nabla^2)^2 C$, $\lambda_B (1 + \nabla^2)^2 B$, con λ_B , Λ_C términos constantes. Z representa la masa ósea de acuerdo con una tasa de recambio óseo, con las constantes k_1 y k_2 siendo la tasa de reabsorción y formación ósea respectivamente, por célula osteoprogenitora al día [9]. Los valores de ϕ corresponden a zonas de proliferación de células endoteliales que dan lugar al ensanchamiento del capilar, M es el coeficiente de movilidad de las células endoteliales, $\nabla(\vec{v} \cdot \phi)$ es la tasa de proliferación de las células endoteliales, χ es la respuesta quimiotáctica de las células endoteliales, $|\nabla T|$ representa al factor angiogénico y además, $\varepsilon_{1,2} B \phi^2$ es el término de acoplamiento que muestra la interacción de células osteoblásticas en las zonas de proliferación de células endoteliales.

La primera ecuación del modelo extendido representa el comportamiento dinámico con evolución temporal en la población de osteoclastos que depende de ellos mismos y también de la población de osteoblastos modulados por un conjunto de factores locales. La segunda ecuación del modelo extendido representa la dinámica en la población de osteoblastos que depende del tiempo y también de la población de osteoclastos modulados por un conjunto de factores locales. La tercera ecuación del modelo extendido describe el comportamiento dinámico espaciotemporal de la densidad de masa ósea de acuerdo con una tasa de recambio del tejido, que es dependiente de la población activa de osteoclastos y osteoblastos con la condición inicial $Z_0 = Z_0$. La cuarta ecuación describe la dinámica de la interfaz capilar – tejido y la proliferación de células del tallo. Por último, la quinta ecuación representa la velocidad de las células endoteliales de punta. Para los parámetros iniciales del modelo, se utilizó como estimación inicial lo ya propuesto por Komarova, que son datos experimentales obtenidos del análisis histomorfométrico de secciones óseas, dicha información se encuentra resumida en la Tabla 1.

Tabla 1. Valores de los parámetros de control para la obtención de la solución numérica

Parámetro	β_1	β_2	α_1	α_2	k_1	k_2	g_{11}	g_{22}
Valor	0.2 día^{-1}	0.02 día^{-1}	3 día^{-1}	4 día^{-1}	0.24 día^{-1}	0.0017 día^{-1}	-0.5	0
Parámetro	g_{21}	g_{12}	M	ε_1	ε_2	G_M	G	T
Valor	-0.5	1.0	1.0	10	0	0.03	10	0.061

3. RESULTADOS

Se llevó a cabo la simulación del modelo acoplado Komarova - Travasso utilizando el método numérico de Euler mejorado y diferencia finita en un arreglo cuadrado compuesto por una malla de 128×128 a 300,000 iteraciones en un paso de tiempo $dt = 1 \times 10^{-7}$. La solución numérica del modelo se obtuvo mediante la simulación computacional implementada en el software Python 3.11 y sus librerías (math, numpy, pylab, tkinter,) y la programación de las Ecs (1) a (5). La Figura 1 muestra los resultados de los patrones obtenidos de la solución numérica del crecimiento de la red capilar (zonas naranjas) respecto a los cambios en la distribución de los osteoblastos (zonas amarillas).

En la Figura 1, A-B) que muestran una red vascular en función de las células osteoblásticas, se observa cómo las interacciones entre los vasos sanguíneos y las células óseas juegan un papel crucial en la regulación de la señalización celular. Se observa como partiendo de un único vaso (en la esquina superior izquierda de la Figura 1A en rojo) cerca de un grupo de células hipóxicas (regiones azules en la Figura 1A) que producen factor angiogénico, emerge una red capilar. A medida que las células de la punta se activan, migran hacia el gradiente de factor angiogénico de manera radial, mostrando una estructura ramificada donde los capilares pequeños brotan de los grandes. En la Figura 1B) se observa como las células osteoblásticas (regiones amarillas) siguen una ruta radial en paralelo a la red vascular.

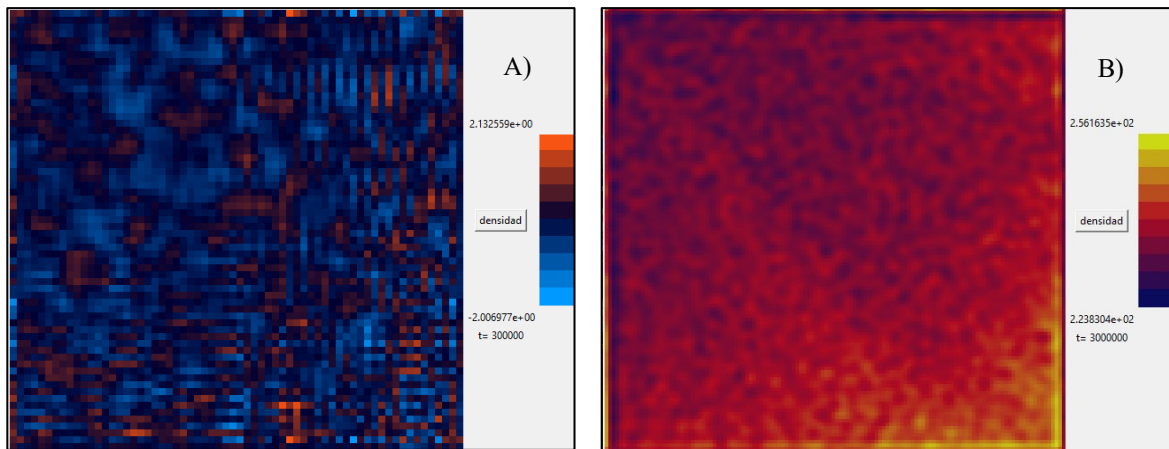


Figura 1. Resultados numéricos obtenidos, A) Crecimiento de la red vascular, B) Densidad poblacional de osteoblastos. Para 300,000 iteraciones

Las células osteoblásticas, encargadas de la formación del hueso, no solo dependen del suministro de nutrientes y oxígeno proporcionado por la red capilar, sino que también influyen en la dirección y la intensidad de las rutas de señalización que guían su diferenciación y actividad. La proximidad de estas células a los vasos sanguíneos parece ser

un factor determinante en la modulación de las señales bioquímicas que controlan procesos como la mineralización ósea y la remodelación del tejido, lo que subraya la importancia de la angiogénesis en la homeostasis ósea y su potencial como objetivo terapéutico en enfermedades relacionadas con el hueso.

4. CONCLUSIONES

El modelo presentado reproduce patrones de redes vasculares recién formadas (longitud corta). Este enfoque tiene la ventaja de producir redes vasculares, *in – silico* que pueden inspeccionarse desde un punto de vista morfológico. El modelo simula los principales mecanismos responsables de la formación de patrones vasculares. La red resultante es únicamente una función de las propiedades de difusión de corto y largo alcance, la quimiotaxis modulada por la cantidad del factor angiogénico y su velocidad, así como de la tasa de crecimiento vascular que determina la dinámica endócrina y paracrina del proceso de remodelación ósea.

Los cambios en la contribución de un tipo particular de célula en el microambiente óseo darían como resultado alteraciones funcionales específicas de la morfología del hueso. El papel central que desempeñan los vasos sanguíneos en la fisiología ósea, indica la necesidad urgente de estudiar la heterogeneidad vascular para comprender la existencia de múltiples microambientes dentro del hueso, lo cual es el motivo de estudios futuros.

5. REFERENCIAS

- [1]. Clarke, B. "Normal bone anatomy and physiology." *Clinical Journal of the American Society of Nephrology* 3, Suppl. 3 (2008): S131–S139.
- [2]. Bahney, C. S., Hu, D. P., Miclau, T., and Marcucio, R. S. "The multifaceted role of the vasculature in endochondral fracture repair." *Frontiers in Endocrinology* 6 (2015): 4.
- [3]. Lafage-Proust, M. H., Roche, B., Langer, M., Cleret, D., Vanden Bossche, A., Olivier, T., et al. "Assessment of bone vascularization and its role in bone remodeling." *Bonekey Reports* 4 (2015): 662.
- [4]. Ramasamy, S. K., Kusumbe, A. P., and Adams, R. H. "Regulation of tissue morphogenesis by endothelial cell-derived signals." *Trends in Cell Biology* 25 (2015): 148–157.
- [5]. Berendsen, A. D., and Olsen, B. R. "Bone development." *Bone* 80 (2015): 14–18.
- [6]. Chim, S. M., Tickner, J., Chow, S. T., Kuek, V., Guo, B., Zhang, G., et al. "Angiogenic factors in bone local environment." *Cytokine & Growth Factor Reviews* 24 (2013): 297–310.
- [7]. Ben Shoham, A., Rot, C., Stern, T., Krief, S., Akiva, A., Dadosh, T., et al. "Deposition of collagen type I onto skeletal endothelium reveals a new role for blood vessels in regulating bone morphology." *Development* 143 (2016): 3933–3943.

- [8]. Carmeliet, P. "Mechanisms of angiogenesis and arteriogenesis." *Nature Medicine* 6 (2000): 389–395.
- [9]. I. Fernández-Cervantes, M. A. Morales, R. Agustín-Serrano, M. Cardenas-García, P. V. Pérez-Luna, B. L. Arroyo-Reyes, et al. "Polylactic acid/sodium alginate/hydroxyapatite composite scaffolds with trabecular tissue morphology designed by a bone remodeling model using 3D printing." *Journal of Materials Science*, (2019): v. 54, n. 13.
- [10]. Wu D., Spanou A., Diez-Escudero A., Persson C. "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*, (2020): vol. 103, 103608.
- [11]. Chaplain, M. A. J., McDougall, S. R., and Anderson, A. R. A. "Mathematical modeling of tumor-induced angiogenesis." *Annual Review of Biomedical Engineering* 8 (2003): 233–257.
- [12]. Painter, K. J. "Modelling cell migration strategies in the extracellular matrix." *Journal of Mathematical Biology* 58 (2009): 511–543.
- [13]. Travasso, R. D. M., Corvera Poiré, E., Castro, M., Rodríguez-Manzaneque, J. C., and Hernández-Machado, A. "Tumor angiogenesis and vascular patterning: A mathematical model." *PLoS ONE* 6, no. 5 (2011): e19989.
- [14]. Gonzalez-Cinca, R., Folch, R., Benitez, R., Ramirez-Piscina, L., Casademunt, J., et al. "Phase-field models in interfacial pattern formation out of equilibrium." In *Advances in Condensed Matter and Statistical Mechanics*, New York: Nova Science Publishers, (2004): 203-236.

FUNCIÓN DE ONDA Y NIVELES DE ENERGÍA DEL ÁTOMO DE HIERRO EN UN CAMPO MAGNÉTICO VARIABLE

B. D. Arduser-Villanueva, C. H. Zepeda-Fernández, J. M. Hernández-López, B. De Celis-Alonso,

Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, brian.arduser@alumno.buap.mx,
hzepeda@fcfm.buap.mx, javierh@fcfm.buap.mx, bdca@fcfm.buap.mx

RESUMEN

En este trabajo se obtienen las energías y función de onda de los espines de los electrones del átomo de hierro en un campo magnético variable, como aquel presente en un aparato de imagen por resonancia magnética, de modo que se conozcan sus frecuencias resonantes. La motivación de este trabajo es aportar a la descripción de la interacción de este elemento con dicho campo magnético y así permitir la mejora de estudios en el cuerpo humano, donde está presente como distintos iones en diversas moléculas que se encuentran en varias proteínas que, por ejemplo, son transportadas en la sangre y almacenadas en el bazo, hígado, y médula ósea.

Palabras Claves: resonancia magnética; hierro; energía

ABSTRACT

In the present work, the energy levels and wave-function for the electrons in an iron atom immersed in a variable magnetic field, such as the one produced by a Magnetic Resonance Imaging (MRI) device, are obtained and, therefore, so are the electrons' resonant frequencies. This work intends to contribute to this elements' description of its interaction with these types of magnetic fields and thus allow an improvement in human body imaging, where iron is present in distinct ions found in several molecules and proteins which, for example, are transported in blood and stored in the spleen, liver and bone marrow.

Key words: magnetic resonance; iron; energy

1. INTRODUCCIÓN

El hierro en el cuerpo humano se encuentra en distintas composiciones, algunas comunes son proteínas como la hemoglobina y la ferritina, en las que se le encuentra dentro como ion +3 y +2, respectivamente. Estos compuestos sirven como medio de transporte y almacenamiento del hierro. Existen diversas enfermedades ocasionadas por un exceso o deficiencia de este elemento, como lo es la anemia para este último caso. Para detectar estas concentraciones en el cuerpo se emplea el estudio de Imagen por Resonancia Magnética (MRI, por sus siglas en inglés). Este aparato detecta los tiempos de relajación del medio, en específico, del espín de

los protones de los hidrógenos en las moléculas de agua que contiene el cuerpo humano. El hierro se estima generalmente mediante la observación de esas relajaciones, que se comparan respecto a valores conocidos cuando el medio no contiene cantidades significativas de hierro, debido a que la presencia de hierro entorno al agua altera sus relajaciones. En este trabajo se plantea y desarrolla un modelo para el hierro que se espera brinde una guía para la detectabilidad de los efectos por parte de un aparato de MRI, como sería conocer sus energías y frecuencias de resonancia, dado que no se ha encontrado algún otro trabajo que intente abordar este problema de detección a partir de la perspectiva de crear un modelo que describa el comportamiento del hierro bajo las circunstancias de este aparato.

2. OBJETIVO

El objetivo de este trabajo es resolver las degeneraciones de energía de los electrones de valencia del átomo de hierro, de modo que se puedan obtener sus frecuencias resonantes según el campo magnético del aparato a emplear, lo cual se espera permita una mayor excitación de los electrones que se encuentren dentro de un medio que contenga al hierro, que esto produzca una mayor señal y, por lo tanto, una mejora en las imágenes generadas.

3. TEORÍA

En la figura 1 se representan las componentes básicas de un aparato de MRI. Estas componentes son las que generan los diversos campos magnéticos que manipularán al medio de manera en que se produzca finalmente una señal y ésta sea procesada para obtener una imagen. El imán superconductor genera un campo magnético estático e intenso, del orden de 1 Tesla, en la dirección z , que es a lo largo del eje del aparato; las bobinas de gradiente generan campos variables de menor intensidad, del orden de mT, según la coordenada x , y , z deseada; y la bobina de radiofrecuencia (RF) emite pulsos que excitan al sistema. Al introducirse a un paciente dentro del aparato, los espines de los protones de los hidrógenos en las moléculas de agua del paciente tenderán a alinearse en forma paralela o antiparalela al campo principal; el pulso de RF inducirá su energía al medio, lo cual hará que los espines la absorban y cambien de dirección a la forma antiparalela, que es, de los dos estados posibles, el de mayor energía. Posteriormente el sistema se relaja; que el medio se “relaje” significa que los espines transiciones de regreso a su estado original, esto es, que liberen la energía absorbida; a este fenómeno se le designa Relajación Longitudinal y al tiempo que tarda en ocurrir se le denomina Tiempo de relajación T1. Este cambio de energía se mide mediante la inducción de campo magnético generado en el detector: algún arreglo de bobina que recibirá la señal para ser procesada; esta bobina generalmente está colocada sobre o alrededor del paciente.

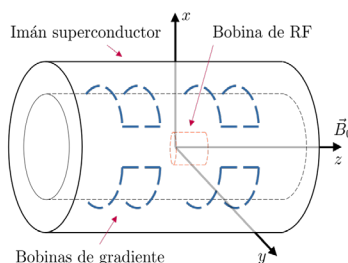


Figura 1. Esquema de un aparato de resonancia magnética clínico

El campo magnético de un aparato de MRI consiste en componente principal (B_0) y de gradientes (α, β, γ):

$$\vec{B} = \alpha \hat{x} + \beta \hat{y} + (\gamma + B_0) \hat{z} . \quad (1)$$

En el caso del hierro, la absorción se deberá al espín de los electrones de su capa de valencia. La configuración electrónica del hierro es la siguiente y la distribución de sus electrones de valencia está representada en la figura 2.

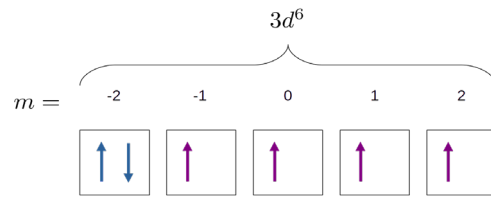


Figura 2. Representación de la última capa de la configuración electrónica del hierro

Tiene cuatro electrones sin emparejar en su última capa, sus números cuánticos son: $n = 3$; $l = 2$; $m = -1, 0, 1, 2$. Lo siguiente será un enfoque en alguno de esos electrones. La hipótesis del trabajo es la siguiente: Resolver la degeneración de las energías entre estos electrones resultará en valores de energía detectables por parte de un aparato de MRI. La absorción de un medio se estimula en general mediante la emisión de una sola frecuencia del aparato, lo que provoca una absorción en un entorno (Δ) de la frecuencia; el problema con esa ejecución es que no todo el medio reacciona, únicamente aquel cuya frecuencia de absorción sea cercana a la inducida por el aparato. El poder distinguir entre las energías de excitación posibles para los electrones de valencia del hierro, esto es, obtener los niveles de energía para alguno de los electrones al resolver la degeneración que existe entre ellos, permitiría conocer las frecuencias, a emitir simultáneamente, necesarias para una mayor absorción, de modo que más partículas sean excitadas. Entonces, resultará en una mayor emisión de señal por parte del medio al momento de relajarse; así, la detección debería mejorar y entonces la imagen también.

4. METODOLOGÍA

Cada electrón de valencia del hierro se puede modelar como átomo hidrogenoide respecto al núcleo porque la interacción entre los electrones no es relevante. Se propone una función general que sea la combinación de las funciones de cada electrón:

$$\Psi_{Fe} = \Psi_{n_1 l_1 m_1} \Psi_{n_2 l_2 m_2} \Psi_{n_3 l_3 m_3} \Psi_{n_4 l_4 m_4} \quad (3)$$

donde se puede demostrar que cada función cumple la ecuación de Schrödinger para el átomo de hidrógeno, entonces sus soluciones radiales (R), dadas por los polinomios asociados de Laguerre, y angulares (Y), dadas por los polinomios asociados de Legendre, se conservan para cada electrón. Si se sustituyen los respectivos números cuánticos para los electrones del

hierro y se emplean las soluciones mencionadas, se tiene que la función de onda para los electrones de valencia del átomo de hierro será de la siguiente forma:

$$\Psi_{Fe} = \prod_{i=1}^4 R_{3,2}^{(i)} Y_{2,m_i}^{(i)} . \quad (4)$$

El hamiltoniano que describe al sistema está dado de la siguiente forma e incluye las interacciones de estructura fina:

$$\hat{H}_{Zee} = -[\mu_L + \mu_S] \cdot \vec{B} = \frac{\mu_B}{\hbar} (\hat{\vec{L}} + 2\hat{\vec{S}}) \cdot \vec{B} , \quad (5)$$

donde μ_L es el momento magnético orbital, μ_S es el momento magnético de espín y μ_B es el magnetón de Bohr, dadas por:

$$\mu_L = -\frac{e\vec{L}}{2m_e c} , \quad \mu_S = -\frac{e\vec{S}}{m_e c} , \quad \mu_B = \frac{e\hbar}{2m_e c} . \quad (6)$$

Se emplea la relación $J = L + S$, se sustituye la expresión del campo magnético (1) en el hamiltoniano (5) y se acomoda la expresión de acuerdo con sus componentes:

$$H_{Zee} = \frac{\mu_B}{\hbar} \left[\alpha (\hat{J}_x + \hat{S}_x) + \beta (\hat{J}_y + \hat{S}_y) + (\gamma + B) (\hat{J}_z + \hat{S}_z) \right] . \quad (7)$$

La energía se obtiene del valor de expectación del hamiltoniano:

$$\begin{aligned} E_{Zee} &= \langle n l j m_j | \hat{H}_{Zee} | n l j m_j \rangle \\ &= \frac{\mu_B}{\hbar} \left[\alpha (\langle \hat{J}_x \rangle + \langle \hat{S}_x \rangle) + \beta (\langle \hat{J}_y \rangle + \langle \hat{S}_y \rangle) + (\gamma + B) (\langle \hat{J}_z \rangle + \langle \hat{S}_z \rangle) \right] . \end{aligned} \quad (8)$$

Para obtener los valores de expectación individuales se emplean los operadores escalera J_+ y J_- :

$$\hat{J}'_x = \frac{1}{2} (\hat{J}'_+ + \hat{J}'_-) ; \quad \hat{J}'_y = \frac{1}{2i} (\hat{J}'_+ - \hat{J}'_-) , \quad (9)$$

donde J' puede representar a alguno de los operadores J , L , o S . Al introducirlos en cada componente de los operadores en (8) y al considerarse que estos estados cumplen ortogonalidad entre ellos (empleada la delta de Kronecker), sobreviven únicamente las componentes en z :

$$E_{Zee} = \frac{\mu_B}{\hbar} (\gamma + B) (\langle \hat{J}_z \rangle + \langle \hat{S}_z \rangle) . \quad (10)$$

Estos dos valores de expectación son conocidos, dados por los siguientes valores:

$$\langle \hat{J}_z \rangle = \hbar m_j, \quad \langle \hat{S}_z \rangle = \hbar g'_j m_j. \quad (11)$$

con \hbar la constante de Planck reducida y $g'_j = g_j - 1$, donde g_j es conocida como el factor de Landé, dado de la siguiente forma:

$$g_j = \left(1 + \frac{j(j+1) - l(l+1) + s(s+1)}{2j(j+1)} \right). \quad (12)$$

donde j , l y s son los eigenvalores asociados a los operadores J , L y S , respectivamente. Así, introducidas (11) y (12) en (10), la energía está dada finalmente por la siguiente expresión:

$$E_{Zee} = \mu_B (\gamma + B_0) g_j m_j. \quad (13)$$

Se recurre a las reglas de selección de momento angular para obtener los valores posibles de j :

$$|j_1 - j_2|, \leq j \leq, j_1 + j_2; \quad -j \leq m \leq j; \quad (14)$$

donde $j_1 = l = 2$ y $j_2 = s = 1/2$. Entonces los posibles valores para j son $3/2$ y $5/2$, sus posibles valores de g_j son $4/5$ y $6/5$, respectivamente; los posibles valores para $m(j = 3/2)$ son $-3/2$, $-1/2$, $1/2$ y $3/2$, y para $m(j = 5/2)$ son $-5/2$, $-3/2$, $-1/2$, $1/2$, $3/2$ y $5/2$. E_{Zee} (13) representa la corrección de energía debido a un campo magnético externo, para la energía total del sistema se le incluye la corrección de estructura fina (E_{FS} , que incluye las interacciones de espín-órbita y relativista para el electrón) dada como sigue:

$$E_{FS} = E_n^{(0)} \left[\frac{a^2}{4n^2} \left(\frac{4n}{j + \frac{1}{2}} - 3 \right) \right]; \quad (15)$$

y la energía base del electrón ligado a un núcleo más pesado ($E_n^{(0)}$) es:

$$E_n^{(0)} \doteq E'_3 \approx -\frac{13.6}{n^2} eV \approx -1.511 eV. \quad (16)$$

Al juntar estas tres expresiones (13, 15 y 16) se obtiene la energía total, según su j :

$$E_{n=3, j=3/2, m_j} = E'_3 \left(2 + \frac{a^2}{12} \right) + \frac{4}{5} \mu_B (\gamma + B) m_{3/2}, \quad (17)$$

$$E_{n=3, j=5/2, m_j} = E'_3 \left(2 + \frac{a^2}{36} \right) + \frac{6}{5} \mu_B (\gamma + B) m_{5/2}, \quad (18)$$

5. RESULTADOS

Se emplean los siguientes valores para las constantes:

$$\mu_B = \frac{e\hbar}{2m_e} = 5.788 \times 10^{-5} \frac{eV}{T}, \quad (19)$$

$$B_0 = 1T, \quad (20)$$

$$\gamma = 0.01T, \quad (21)$$

$$a \approx \frac{1}{137}, \quad (22)$$

$$h = 4.135 \times 10^{-15} eV \cdot s; \quad (23)$$

donde a , es la constante de estructura fina y h es la constante de Planck. El motivo de usar estos valores para las componentes del campo magnético es representar sus magnitudes reales típicas. Para el caso del campo magnético principal (B_0), los valores comúnmente hallados en el ambiente clínico son de 1.5, 3, 5 y 7 Teslas; para los gradientes (α, β, γ), rondan los valores de mili-Teslas. Al sustituir estos tres valores: para las constantes (19, 20 y 21), el valor de la energía base (16) y el valor de la constante de estructura fina (22), en las dos expresiones para la energía (17 y 18) según sus j y m_j (14), se obtienen los valores mostrados en la tabla 1.

Tabla 1. Correcciones de energía, dependientes de j

$m_{j=3/2}$	$E_d (\times 10^{-5} \text{ eV})$	$m_{j=5/2}$	$E_d (\times 10^{-5} \text{ eV})$
		-5/2	-17.761
-3/2	-7.685	-3/2	-10.746
-1/2	-3.008	-1/2	-3.731
+1/2	+1.667	+1/2	+3.284
+3/2	+6.344	+3/2	+10.299
		+5/2	+17.314

Debido a la estructura de las ecuaciones obtenidas para las correcciones de energía, dos valores adyacentes difieren únicamente por 1/2 veces el término de corrección (el segundo término en cada ecuación), con el primer término constante para todos los valores posibles. Así, la diferencia de energía, según la j , será la misma entre dos estados adyacentes, como se muestra en la tabla 2, que además incluye la diferencia de frecuencias, donde se emplea que $E = h\nu$, con h dada como en (23).

Tabla 2. Diferencias de energía y frecuencia entre estados adyacentes

J	$\Delta E (\times 10^{-5} \text{ eV})$	$\Delta \nu$ (GHz)
3/2	4.676	11.308
5/2	7.015	16.962

Entonces se puede establecer que la frecuencia (y análogamente para la energía) de transición entre cualesquiera dos estados de una misma j está dado por la siguiente relación:

$$\nu' = n\Delta\nu. \quad (24)$$

Los valores de frecuencia mostrados en la tabla 2 concuerdan con el orden de magnitud para la resonancia de electrones (GHz). En las tablas 3, 4 y 5 se muestran las energías de las transiciones permitidas entre estados de $j = 3/2$, de $j = 5/2$ y de entre ambas j , respectivamente, donde m representa al estado inicial y m' representa al estado final.

Tabla 3. Diferencias de energía para transiciones en $j=3/2$

$m_{j=3/2}$	$m'_{j=3/2}$	$\Delta E (\times 10^{-5} \text{ eV})$
-3/2	-1/2	4.676
-3/2	+1/2	9.353
-3/2	+3/2	14.030
-1/2	+1/2	4.676
-1/2	+3/2	9.353
+1/2	3/2	4.676

Tabla 4. Diferencias de energía para transiciones en $j=5/2$

$m_{j=5/2}$	$m'_{j=5/2}$	$\Delta E (\times 10^{-5} \text{ eV})$	$m_{j=5/2}$	$m'_{j=5/2}$	$\Delta E (\times 10^{-5} \text{ eV})$
-5/2	-3/2	7.015	-1/2	+1/2	7.015
-5/2	-1/2	14.030	-1/2	+3/2	14.030
-5/2	+1/2	21.045	-1/2	+5/2	21.045
-5/2	+3/2	28.060	+1/2	+3/2	7.015
-5/2	+5/2	35.075	+1/2	+5/2	14.030
-3/2	-1/2	7.015	+3/2	+5/2	7.015
-3/2	+1/2	14.030			
-3/2	+3/2	21.045			
-3/2	+5/2	28.060			

Tabla 5. Diferencias de energía para transiciones entre $j=3/2$ y $j=5/2$

$m_{j=3/2}$	$m'_{j=5/2}$	$\Delta E (\times 10^{-5} \text{ eV})$	$m_{j=5/2}$	$m'_{j=3/2}$	$\Delta E (\times 10^{-5} \text{ eV})$
-3/2	-1/2	3.954	-5/2	-3/2	10.075
-3/2	+1/2	10.969	-5/2	-1/2	14.752
-3/2	+3/2	17.984	-5/2	+1/2	19.428
-3/2	+5/2	24.999	-5/2	+3/2	24.105
-1/2	+1/2	6.292	-3/2	-3/2	3.060
-1/2	+3/2	13.307	-3/2	-1/2	7.737
-1/2	+5/2	20.323	-3/2	+1/2	12.413
+1/2	+1/2	1.616	-3/2	+3/2	17.090
+1/2	+3/2	8.631	-1/2	-1/2	0.722
+1/2	+5/2	15.646	-1/2	+1/2	5.398
+3/2	+3/2	3.954	-1/2	+3/2	10.075
+3/2	+5/2	10.969	+1/2	+3/2	3.060

Estos valores obtenidos corresponden a un campo total de 1.01T. Como se mencionó, existen diversos valores de campo magnético, en el caso de espectroscopía hay mayor diversidad en comparación a MRI. Para establecer una comparativa, si se reemplaza un valor de campo de 5T, las frecuencias para $j = 3/2$ y $j = 5/2$ son de aproximadamente 56 y 84 GHz y para un campo de 10T son de 112 y 168 GHz, respectivamente. Se podría entonces plantear un rango de valores que cambian en función del campo magnético total, en donde al menos para algunos rangos es posible realizar resonancia de espín de electrones (ESR, por sus siglas en inglés), por ejemplo, en las bandas X (7-11 GHz), K (18-27 GHz), W (75-110 GHz) y mm (110-300 GHz).

6. CONCLUSIONES

Se propuso este modelo para los electrones de valencia del átomo de hierro y se obtuvieron los niveles de energía posibles y sus respectivas frecuencias para uno de los cuatro electrones de valencia sin emparejar, al resolver sus degeneraciones. Así, debería ser posible excitarlos de forma específica al inducirles una o más de esas frecuencias y entonces generar una mayor reacción del medio. Como se mencionó en la introducción, en la literatura no se ha encontrado una perspectiva que permita comparar esta forma de abordar el problema bajo estas condiciones de campo magnético y, por tanto, estos resultados teóricos (solo resta una posible simulación y futura comparación experimental), sin embargo se espera lograr el efecto antes mencionado, que éste induzca una mayor señal en los detectores del aparato de MRI y por tanto un mejor contraste en la imagen, o sea, que ayude en la visualización del hierro en el cuerpo humano. Se prevé que estos efectos sean detectables porque las diferencias de energía que se obtuvieron son mayores a las que se emplean típicamente para el agua (como se explicó en la sección anterior) y están en el orden de frecuencias empleadas comúnmente para resonancia de electrones.

7. REFERENCIAS

- [1] Barrie, N. y Webb, A., [Introduction to Medical Imaging Physics, Engineering and Clinical Applications], Cambridge University Press (2011).
- [2] Nouredine, Z., [Quantum Mechanics Concepts and Applications], Second Edition, John Wiley & Sons, Ltd (2009).
- [3] Soto, J. and Sosa, M., “Quantum-mechanical aspects of magnetic resonance imaging”. *Rev. Mex. Fís. E* 63, 48-55 (2017).
- [4] Epel, B., Halpern, H. J., “Imaging”. *eMagRes* 6, 149–160 (2017).
- [5] Twig, Y., Dikarov, E., and Blank, A., “Ultra miniature resonators for electron spin resonance: Sensitivity analysis, design and construction methods, and potential applications”. *Molecular Physics* 111, 2674–2682 (2013).
- [6] Cho, F. H., Stepanov, V., Abeywardana, C., Takahashi, S., “Chapter Five - 230/115GHz Electron Paramagnetic Resonance/Double Electron–Electron Resonance Spectroscopy”. *Methods in Enzymology* 563, 95-118 (2015).

DESARROLLO DE UN MÓDULO WAVELET PARA ANÁLISIS EEG

José Gabriel Hernández Rodríguez^a, María Monserrat Morin Castillo^b, José Jacobo Oliveros Oliveros^c, Carlos Leopoldo Pando Lambruschini^d, Gregorio García Aguilar^e,

Facultad de Ciencias de la Electrónica, BUAP, Pue. Puebla,
^a jose.hernandezrodriguero@alumno.buap.mx, ^b maria.morin@correo.buap.mx

Facultad de Ciencias Físico Matemáticas, BUAP, Pue. Puebla,
^c oliveros@fcfm.buap.mx

Instituto de Física, IFUAP-BUAP, Pue. Puebla,
^d carlos@ifuap.buap.mx

Facultad de Psicología, BUAP, Pue. Puebla,
^e gregorio.garcia@correo.buap.mx

RESUMEN

Este trabajo se centra en el desarrollo de un módulo de análisis wavelet para integrarlo y fortalecer la interfaz gráfica de usuario "FIMALOF" que procesa señales electroencefalográficas, desarrollada en MATLAB. Las ventajas que presenta esta interfaz es que el usuario no requiere de conocimientos de programación, sus módulos son intuitivos y de fácil manejo, y contribuye en la integración de un módulo que proporcione análisis wavelet con herramientas accesibles para el procesamiento de señales. En dicho módulo, se implementaron diferentes wavelets madre, como Daubechies, Meyer, Symlets y Coiflet. Se presentan ejemplos de la acción del filtrado a través de las wavelets incluidas en el módulo para una señal electroencefalográfica sintética contaminada con un artefacto muscular. Para determinar cuál wavelet es la más eficiente se utilizó el coeficiente de correlación de Pearson, con el que se determinó que la wavelet Coiflet 4 con un nivel de descomposición de 2, ofreció el mejor resultado.

Palabras Claves: Wavelet, electroencefalograma, interfaz

ABSTRAC

This work focuses on developing a wavelet analysis module to integrate and strengthen the graphical user interface "FIMALOF" that processes electroencephalographic signals. This interface is developed in MATLAB. The advantages of this interface are that the user does not require programming knowledge, its modules are intuitive and easy to use, and it contributes to integrating a module that provides wavelet analysis with accessible tools for signal processing. This module implemented different mother wavelets, such as Daubechies, Meyer, Symlets, and Coiflet. The work also presents examples of the filtering action through the module's wavelets for a synthetic electroencephalographic signal contaminated with a muscular artifact. The Pearson correlation coefficient is used as a criterion to determine which wavelet is the most efficient. After the analysis, the Coiflet 4 wavelet with a decomposition level 2 gave the best result.

Key words: Wavelet, electroencefalogram, interface

1. INTRODUCCIÓN

El cerebro humano, con aproximadamente 100 000 millones de neuronas¹, es de gran interés para especialistas de diferentes áreas. La importancia de comprender el funcionamiento del cerebro se vuelve crucial en el contexto de la salud, dado que, según la Organización Mundial de la Salud (OMS) en 2019, 1 de cada 8 personas presentaban un trastorno neurológico²; esta cifra continúa en aumento debido a diversas alteraciones, entre ellas las asociadas con COVID-19³. Por esta razón, el desarrollo de herramientas para el análisis de señales de electroencefalográficas (EEG) que permitan profundizar en el estudio del cerebro se vuelve fundamental en el campo de la neurociencia. Existen interfaces gráficas de usuarios (graphic user interface, GUI, por sus siglas en inglés) para el procesamiento de señales de EEG, tales como: BrainVision Analyzer, Compumedics Neuroscan Curry, EEGLAB, G.TEC Guger Technologies, NeuroPype, entre otras. Aunque cada una contribuye al análisis de señales, suelen presentar limitaciones de accesibilidad debido a costos de licencias, problemas de funcionalidad como en EEGLAB con los formatos de entrada⁴, dificultad de manejo de la interfaz o software debido a su alta complejidad, requerimientos de conocimientos avanzados en programación, además de no mostrar de forma específica las herramientas que ofrecen. Por ejemplo, BrainVision Analyzer⁵ y CURRY⁶ mencionan que incluyen análisis wavelet, pero no se muestra qué tipo de wavelets se pueden utilizar.

Como alternativa para contribuir en esta dirección, se está desarrollando una GUI denominada FIMALOF (Filtrado de señales, Mapeo y Localización de Fuentes)^{4,7}. Esta interfaz tiene como objetivo ser una herramienta accesible e intuitiva para el análisis de señales EEG, presentada en español e inglés. La interfaz permite un análisis completo de las señales gracias a sus diferentes módulos. Por ejemplo, el módulo de Análisis de Componentes Independientes (ICA) que divide la señal en múltiples componentes para distinguir entre la información fisiológica y los artefactos. Por otro lado, la Descomposición Empírica de Modos (EMD) elimina artefactos en las frecuencias más altas o bajas de las señales EEG. FIMALOF admite cargar el EEG en diferentes formatos, como .edf, .cnt y .csv, y aplicar filtros digitales (pasa altas, pasa bajas, pasa banda y banda eliminada) en diferentes aproximaciones (Butterwort, Chebyshev, Chebyshev Inverso, Elíptico). Además del filtrado, la interfaz provee un módulo para generar señales sintéticas por medio de una fuente creada a partir de un modelo matemático, como se describe en ⁷, permitiendo a los usuarios controlar las condiciones y parámetros para generar señales que representen diferentes tipos de actividad cerebral y poder evaluar la eficacia de las herramientas de procesamiento en una amplia gama de representaciones.

Debido a la naturaleza estocástica y no estacionaria del EEG⁸⁻¹⁰, se pretende incluir un módulo de análisis Wavelet para fortalecer la interfaz. Este módulo permitirá utilizar diferentes wavelets madre, como Daubechies, Symlets, Meyer, Haar, entre otras, lo que permitirá encontrar la wavelet madre más adecuada para el procesamiento de una señal específica.

2. TEORÍA

2.1 Clasificación de las señales

Una señal se define como una magnitud física que transmite cierto tipo de información. Las señales se pueden clasificar en dos grupos^{11,12}:

- Determinista:
 - Periódicas: función que se repite exactamente después de cierto tiempo. Matemáticamente se expresa como: $x(t) = x(t + nT), n \in \mathbb{Z}$.
 - Transitoria: se define como una función que dura un corto período de tiempo.
- No determinista o estocástica:
 - Estacionarias: se considera una señal $x(t)$ como estacionaria cuando ninguna de sus propiedades estadísticas cambia con el tiempo.
 - No estacionarias: se define como no estacionaria cuando las propiedades estadísticas de la señal cambian con el tiempo.

El método más usual para el análisis espectral del EEG es la transformada de Fourier (TF). Esta técnica asume que las señales están compuestas por oscilaciones sinusoidales superpuestas, de amplitudes constantes y periodos en un rango de frecuencia preestablecido. Sin embargo, esta suposición decremента la confiabilidad del método, dado que el EEG representa la interacción entre redes neuronales, que no es necesariamente lineal¹³. Por ello, el EEG se considera de naturaleza estocástica no estacionaria⁸⁻¹⁰, por lo que pueden aprovecharse diferentes técnicas, métodos matemáticos y numéricos para sus análisis.

2.2 Wavelets

Las wavelets son una forma de onda de duración limitada, tienden a ser irregulares y asimétricas¹⁴ en comparación a las ondas sinusoidales, las cuales son la base del análisis de Fourier. De manera similar al análisis de Fourier, el análisis de wavelets consiste en descomponer una señal en versiones desplazadas y escaladas de la wavelet original o wavelet madre. Matemáticamente, una wavelet es una función $\psi(t)$ de cuadrado integrable que satisface la condición de admisibilidad¹¹:

$$\int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{\omega} d\omega < \infty \quad (1)$$

donde $\Psi(\omega)$ es la TF (expresión en el dominio de la frecuencia) de la función wavelet $\psi(t)$ (en el dominio del tiempo). Al expandir y desplazar la wavelet, es posible generar una serie de ondas, conocidas como familia wavelet. Se puede obtener mediante:

$$\psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), s > 0, \tau \in \mathbb{R}. \quad (2)$$

En la figura 1 se ilustra la relación entre $\psi(t)$ y $\psi_{s,\tau}(t)$, la cual se nombra familia wavelets. Por su parte, la descomposición de una señal para su análisis mediante la obtención de una familia de wavelets escalados y trasladados es denominada transformada wavelet (TW). La Transformada Wavelet Continua (TWC) se define como¹⁰:

$$W_{\psi}(s, \tau) = \frac{1}{\sqrt{|s|}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi^* \left(\frac{t - \tau}{s} \right) dt, \quad s, \tau \in \mathbb{R}, s \neq 0. \quad (3)$$

Para obtener la Transformada Wavelet Discreta (TWD) se discretiza la escala y la traslación mediante $s = a^{-j}$ y $\tau = 2^{-j}k$, se tiene que la familia wavelet se puede expresar mediante:

$$\psi_{2^{-j}, 2^{-j}k}(t) = \frac{1}{\sqrt{2^{-j}}} \psi \left(\frac{t - k2^{-j}}{2^{-j}} \right) = 2^{j/2} \psi(2^j t - k) := \psi_{j,k}. \quad (4)$$

La TWD se define como:

$$c_{j,k} = \langle f(t), \psi_{j,k}(t) \rangle = \int_{\mathbb{R}} 2^{j/2} f(t) \psi^*(2^j t - k) dt. \quad (5)$$

La reconstrucción de la señal a partir de los coeficientes de la TWD se define como:

$$f(t) = \sum_{j,k \in \mathbb{Z}} c_{j,k} \tilde{\psi}_{j,k}(t) = \sum_{j,k \in \mathbb{Z}} \langle f, \psi_{j,k} \rangle \tilde{\psi}_{j,k}(t) \quad (6)$$

en donde $\tilde{\psi}$ se define como una wavelet de síntesis o wavelet dual que satisfaga la reconstrucción de la señal.

En la figura 1 se representa como la transformada wavelet actúa sobre una señal $x(t)$, a partir de una wavelet madre, en donde se puede apreciar la variación de los parámetros s y τ , dando como resultado un análisis multiresolución de la señal, así como una localización en tiempo y frecuencia, siendo estas razones por las que se considera que la TW es más eficiente que la TF¹⁵⁻¹⁷.

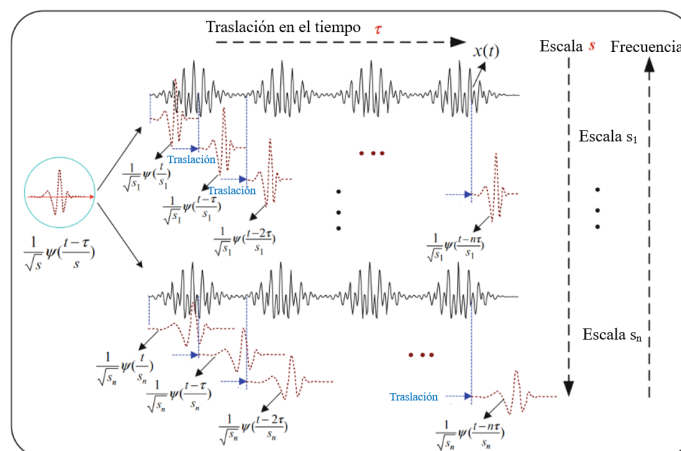


Figura 1. Acción de la transformada wavelet en una señal, retomado de ¹¹

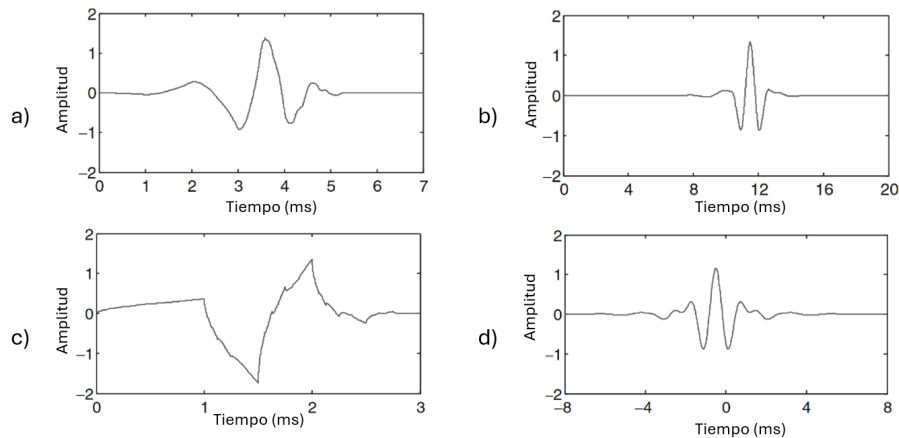


Figura 2. Tipos de wavelets: a) Daubechies (db4), b) Coiflet 4 (coi4), c) Morlet, d) Meyer

Existen diferentes tipos de wavelets, tanto para un análisis con la TWC como para la TWD, algunas de ellas se muestran en la figura 2.

3. BREVE DESCRIPCIÓN DE LA INTERFAZ

FIMALOF es una interfaz gráfica de usuario desarrollada en MATLAB para el análisis de señales de electroencefalografía⁴. Su objetivo principal es proporcionar una herramienta accesible e intuitiva que permita a usuarios con diferentes niveles de experiencia aplicar técnicas avanzadas de análisis sin necesidad de conocimientos de programación. El diseño amigable incluye instrucciones claras y mensajes de ayuda, ofrece diversos módulos para el procesamiento de señales EEG, como filtros digitales, ICA, ICA con filtro pasa bajas (ICA-LPF) y EMD, así como un módulo de generación de señales sintéticas que facilita la validación de los diferentes módulos de la interfaz. En este trabajo, se incorpora a la interfaz un módulo de análisis wavelet que permite realizar análisis tiempo-frecuencia de las señales EEG mediante la TWD y la TWC. El usuario puede seleccionar entre diferentes wavelets madre, como Daubechies, Symlets, Meyer y Haar, para encontrar la más eficiente o adecuada para su análisis. Dentro de este módulo, el usuario también puede ajustar el nivel de descomposición y los umbrales para el filtrado de la señal.

Esta interfaz destaca por su accesibilidad, facilitando el análisis de señales EEG a usuarios sin experiencia en programación, integra diversas técnicas de procesamiento, brindando flexibilidad al permitir ajustar los parámetros de análisis y combinar diferentes técnicas. La generación de señales sintéticas ofrece un entorno controlado para la validación y la experimentación. Puede ser utilizada en aplicaciones de investigación en neurociencias, así como para la enseñanza del procesamiento de señales.

4. MÓDULO WAVELET EN LA INTERFAZ

El módulo para el análisis de señales con wavelets se ha implementado en la interfaz, en la figura 3 se muestra el menú de opciones que ofrece FIMALOF.

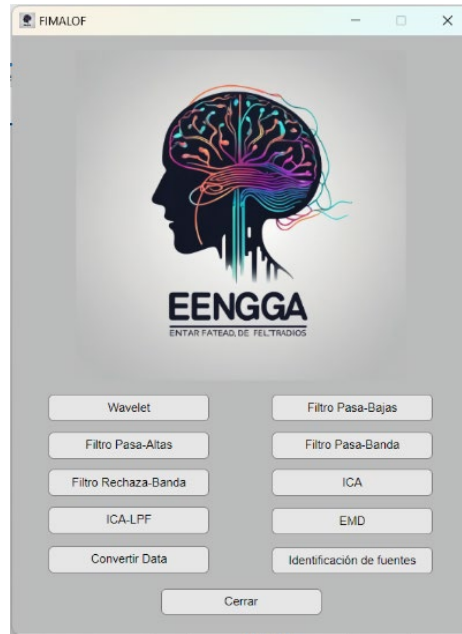


Figura 3. Menú de opciones de interfaz gráfica de usuario FIMALOF con integración de módulo wavelet

Para ilustrar el funcionamiento del módulo se realizó el procesamiento de una señal sintética contaminada con un artefacto muscular. En la figura 4 se presenta un diagrama a bloques de la metodología, así como las wavelets utilizadas, a saber: Daubechies, Symlet, Meyer y Coiflet.

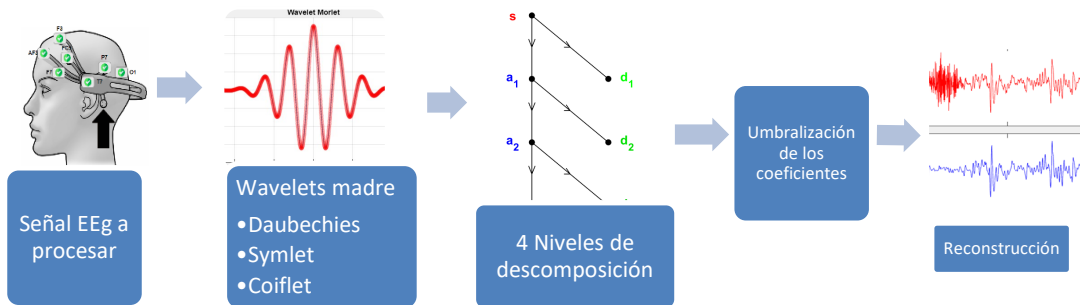


Figura 4. Diagrama a bloques de la metodología para el filtrado de una señal sintética contaminada con un artefacto muscular

En la figura 5 se muestra el filtrado de la señal aplicando la wavelet Daubechies 2 (db2); en la figura 5.a se presenta la señal original contaminada con un artefacto muscular y en la figura 5.b se presenta la señal filtrada con db2.

Para la evaluación del resultado, se aplicó el coeficiente de correlación de Pearson (r), el cual mide la relación lineal entre dos conjuntos de datos, obteniendo $r = 0.9318$. A modo de comparación, se realiza el filtrado utilizando ICA y EMD obteniéndose $r = 0.7612$.

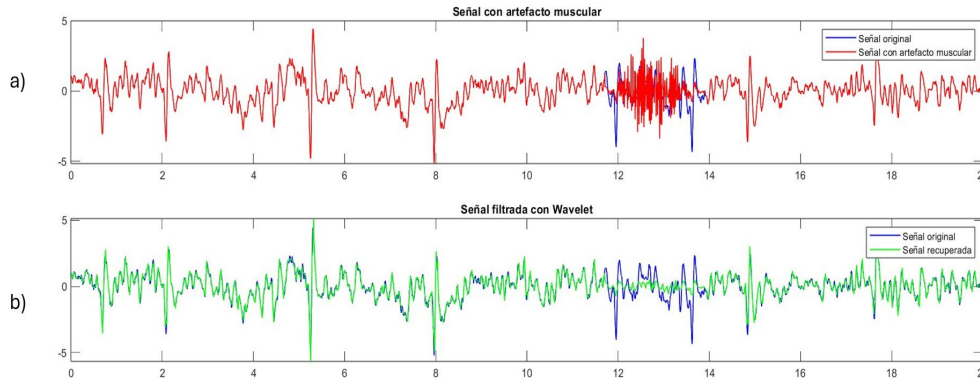


Figura 5. Filtrado de artefacto muscular en señal sintética de EEG con wavelet db2: a) Señal original de color azul y señal contaminada con artefacto muscular de color rojo, b) Señal resultante al aplicar filtro con db2 de color verde y señal original de color azul

En la tabla 1 se muestran las wavelets utilizadas, variando la wavelet madre y el nivel de descomposición, en la cual se observa que el mejor resultado lo ofrece la wavelet Coiflet 4 con un nivel de descomposición de 2.

Tabla 1. Coeficientes de correlación de Pearson para diferentes wavelets y niveles de descomposición

Wavelet	Nivel desc.	r	Wavelet	Nivel desc.	r	Wavelet	Nivel desc.	R
Sym2	1	0.93761	Coif2	1	0.93116	Db3	1	0.93966
	2	0.93178		2	0.94056		2	0.93810
	3	0.86664		3	0.85008		3	0.86568
	4	0.67327		4	0.69880		4	0.67520
Sym3	1	0.93966	Coif3	1	0.93256	Db4	1	0.93697
	2	0.93810		2	0.94267		2	0.94065
	3	0.86568		3	0.88297		3	0.85688
	4	0.67520		4	0.69907		4	0.70509
Sym4	1	0.93121	Coif4	1	0.93348	Db5	1	0.93366
	2	0.94002		2	0.94345		2	0.94251
	3	0.87360		3	0.85813		3	0.87723
	4	0.68250		4	0.67253		4	0.66504
Sym5	1	0.93622	Db1	1	0.92259			
	2	0.94215		2	0.90961			
	3	0.87792		3	0.81832			
	4	0.66798		4	0.68767			
Coif1	1	0.92757	Db2	1	0.93761			
	2	0.93082		2	0.93178			
	3	0.86558		3	0.84664			
	4	0.66685		4	0.67327			

4. CONCLUSIONES

El módulo wavelet implementado en la interfaz promete convertirse en una herramienta útil y de fácil manejo para el análisis de señales electroencefalográficas. A manera de ilustrar su potencial se analizó una señal sintética contaminada con un artefacto muscular. Después del análisis se encontró que la wavelet Coiflet 4 presentó mejores resultados en función del coeficiente de correlación de Pearson.

Como se puede ver, la elección de una wavelet madre adecuada es esencial para garantizar que el proceso de filtrado sea efectivo, eficiente y produzca resultados precisos que capturen la información relevante en la señal original y poder realizar un correcto filtrado de la señal.

Aunque el filtrado del artefacto muscular en la señal sintética parece desaparecer por completo, el filtrado con wavelets respeta el rango en el que no se encuentra dicho artefacto a comparación del filtrado realizado con ICA y EMD que mantiene una tendencia similar a la señal original en el rango del artefacto, esto da paso a una posible combinación entre técnicas de filtrado. Como trabajo futuro se propone continuar el desarrollo del módulo e implementar las wavelets Meyer, Morlet, Daubechies, Biortogonal y Symlet.

5. REFERENCIAS

- [1]. Pruebas neurofisiológicas clínicas: electroencefalografía: guía práctica, 2a ed, Wolters Kluwer, Philadelphia (2020).
- [2]. “Mental disorders,” World Health Organization, 8 June 2022, <<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/mental-disorders>> (accessed 27 November 2023).
- [3]. S. H.-Y. Chou et al., “Global Incidence of Neurological Manifestations Among Patients Hospitalized With COVID-19—A Report for the GCS-NeuroCOVID Consortium and the ENERGY Consortium,” JAMA Netw. Open 4(5), e2112131 (2021) [[doi:10.1001/jamanetworkopen.2021.12131](https://doi.org/10.1001/jamanetworkopen.2021.12131)].
- [4]. A. Santillán Guzmán et al., “Interfaz Gráfica Intuitiva para el Procesamiento de Señales EEG,” in Memorias del Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica, pp. 146–149, Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica (2018) [[doi:10.24254/CNIB.18.20](https://doi.org/10.24254/CNIB.18.20)].
- [5]. “BrainVision Analyzer | Brain Products GmbH > Solutions,” Brain Products GmbH, <<https://www.brainproducts.com/solutions/analyzer/>> (accessed 22 October 2023).
- [6]. “CURRY 9 S – Signal Processing – Compumedics Neuroscan,” <<https://compumedicsneuroscan.com/product/curry-9-s-signal-processing/>> (accessed 25 October 2023).
- [7]. A. S. Guzmán et al., “Interfaz Gráfica de Usuario para la Generación y Filtrado de un EEG Sintético” (2021).
- [8]. R. R. Aguilar, “Análisis de espectrogramas de señales EEG.”
- [9]. E. L. Lema-Condo et al., “Comparison of wavelet transform symlets (2-10) and daubechies (2-10) for an electroencephalographic signal analysis,” in 2017 IEEE XXIV International Conference on Electronics, Electrical Engineering and Computing (INTERCON), pp. 1–4, IEEE, Cusco, Peru (2017) [[doi:10.1109/INTERCON.2017.8079702](https://doi.org/10.1109/INTERCON.2017.8079702)].
- [10]. S. Saney and J. A. Chambers, EEG signal processing, reprinted with corrections, John Wiley & Sons, Ltd, Chichester (2009).

- [11]. R. X. Gao and R. Yan, *Wavelets: theory and applications for manufacturing*, Springer, New York, NY (2011).
- [12]. M. Penkova Vassileva, “Análisis de señales vibratorias,” *Cienc. Soc.* 33(1), 29–46 (2008) [[doi:10.22206/cys.2008.v33i1](https://doi.org/10.22206/cys.2008.v33i1)].pp29-46].
- [13]. A. Babloyantz, J. M. Salazar, and C. Nicolis, “Evidence of chaotic dynamics of brain activity during the sleep cycle,” *Phys. Lett. A* 111(3), 152–156 (1985) [[doi:10.1016/0375-9601\(85\)90444-X](https://doi.org/10.1016/0375-9601(85)90444-X)].
- [14]. K. Najarian and R. Splinter, *Biomedical Signal and Image Processing*, 2nd ed., CRC Press, Boca Raton (2016) [[doi:10.1201/b11978](https://doi.org/10.1201/b11978)].
- [15]. M. H. Milton, “Comparison on Fourier and Wavelet Transformation for an ECG Signal,” *Am. J. Eng. Res.* (2017).
- [16]. M. R. Canal, “Comparison of Wavelet and Short Time Fourier Transform Methods in the Analysis of EMG Signals,” *J. Med. Syst.* 34(1), 91–94 (2010) [[doi:10.1007/s10916-008-9219-8](https://doi.org/10.1007/s10916-008-9219-8)].
- [17]. M. Akin, “Comparison of Wavelet Transform and FFT Methods in the Analysis of EEG Signals,” *J. Med. Syst.* 26(3), 241–247 (2002) [[doi:10.1023/A:1015075101937](https://doi.org/10.1023/A:1015075101937)].

CONTEO DE CÉLULAS SANGUÍNEAS MEDIANTE EL PROCESAMIENTO DE IMÁGENES EN MATLAB

Sergio Emmanuel Soria Medina^a, Guillermo Rey Peñaloza Mendoza^b,
Ricardo García Soria^c

TecNM-Instituto Tecnológico Superior de Pátzcuaro Pátzcuaro, México,
^achecosoriamedina@gmail.com, ^bgrey@itspa.edu.mx, ^cricardogarciasoria41@gmail.com

RESUMEN

El proyecto se centra en la automatización del conteo de células sanguíneas utilizando técnicas de procesamiento de imágenes. Tradicionalmente, el conteo de células se realiza de manera manual con la cámara de Neubauer, un proceso tedioso, propenso a errores y que consume mucho tiempo. Este proyecto implementa un método automatizado que emplea máscaras y umbralización para la segmentación de las células. La automatización del proceso mejora significativamente la precisión y reduce el tiempo de análisis, proporcionando una herramienta más eficiente para los diagnósticos médicos.

Palabras Clave: Automatización, eritrocitos, Neubauer, Cámara, Células

ABSTRACT

The project focuses on automating the blood cell counting process using image processing techniques. Traditionally, cell counting is performed manually with the Neubauer chamber, a tedious, error-prone and time-consuming method. This project implements an automated method utilizing masks and thresholding for cell segmentation. The automation significantly improves accuracy and reduces analysis time, providing a more efficient tool for medical diagnostics.

Key words: Automation, erythrocytes, Neubauer, chamber, cells

1. INTRODUCCIÓN

El procesamiento de imágenes y el análisis de células sanguíneas son áreas importantes de investigación en ciencia y medicina. Con MATLAB, se pueden realizar análisis de imágenes cuantitativos y automatizados para obtener información valiosa sobre las células sanguíneas. [1]. Este proyecto se centra en el procesamiento de imágenes de glóbulos rojos utilizando MATLAB y comandos específicos como detección de contornos y binarización de imágenes.

Para llevar a cabo el proyecto se requirió conocimiento en el campo del laboratorio clínico, ya que implicó trabajar con la recolección de muestras de sangre y realizar una tinción de Wright para obtener imágenes microscópicas. [2] El proceso implica cargar la imagen, reprocesarla para mejorar su calidad y facilitar la detección de glóbulos rojos, y luego usar un algoritmo de detección de bordes para identificar los contornos de las células.

Objetivos

El objetivo principal de este proyecto es desarrollar un método automatizado para el conteo de células sanguíneas utilizando técnicas de procesamiento de imágenes en MATLAB. Específicamente, se plantean los siguientes objetivos:

- Automatizar el proceso de detección y conteo de células sanguíneas mediante el uso de algoritmos de segmentación y detección de bordes.
- Comparar la precisión y eficiencia del método automatizado con el conteo manual realizado con la cámara de Neubauer.
- Implementar técnicas de preprocesamiento de imágenes, como la umbralización y filtrado, para mejorar la calidad de la segmentación celular.

2. DECLARACIÓN DEL PROBLEMA Y SOLUCIÓN PROPUESTA

El conteo de células sanguíneas es una técnica crucial en el diagnóstico médico, tradicionalmente realizado mediante el uso de la cámara de Neubauer. Este proceso manual es tedioso, propenso a errores y consume mucho tiempo, lo que puede afectar la precisión y la eficiencia del análisis de muestras sanguíneas en entornos clínicos. Para abordar estos problemas, proponemos la automatización del conteo de células sanguíneas utilizando técnicas de procesamiento de imágenes implementadas en MATLAB. La solución proporciona una herramienta más eficiente y fiable para el diagnóstico médico, permitiendo un análisis más rápido y preciso de las muestras sanguíneas.

3. MARCO TEÓRICO

Los glóbulos rojos, también conocidos como eritrocitos, desempeñan un papel fundamental en el transporte de oxígeno y dióxido de carbono a través del sistema circulatorio humano. Estas células sanguíneas poseen características estructurales únicas y adaptaciones específicas que aseguran su eficiente funcionalidad.

Una de las características distintivas de los glóbulos rojos es su forma bicóncava, que maximiza su superficie de intercambio gaseoso y facilita su paso a través de los capilares más estrechos. Esta forma especializada, junto con la ausencia de núcleo en su estado maduro, confiere a los eritrocitos una notable flexibilidad y capacidad de deformación. Esta propiedad es crucial para su función en la entrega de oxígeno a los tejidos periféricos y la eliminación de dióxido de carbono, procesos esenciales para el metabolismo celular y la homeostasis. [5].

En el ámbito de la microbiología y la hematología, se utilizan diversas técnicas de tinción como la tinción de Wright y la tinción de Giemsa para mejorar la visualización y análisis morfológico de los glóbulos rojos bajo microscopio.

Además, el desarrollo tecnológico ha facilitado el uso de herramientas computacionales como MATLAB para el procesamiento de imágenes de glóbulos rojos.[3] Este software

permite el análisis cuantitativo de células sanguíneas mediante técnicas de preprocesamiento, segmentación y detección de bordes. La automatización de este proceso no solo mejora la precisión del recuento celular, sino que también acelera el análisis de muestras en aplicaciones clínicas y de investigación.

4. METODOLOGÍA

En la metodología utilizada para el recuento automatizado de células sanguíneas se empleó el programa de software Matlab. Este programa de software nos permite realizar diversas tareas de simulación, así como el procesamiento de imágenes [9]. A continuación, presentaremos el proceso paso a paso que se llevó a cabo para el conteo de células utilizando el programa, junto con algunos métodos utilizados para facilitar el conteo de células (Figura 1).

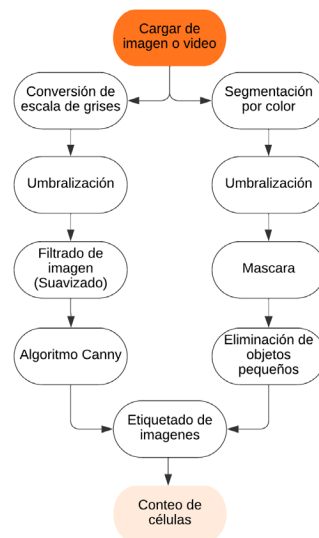


Figura 1. Diagrama del proceso de conteo de células utilizado en Matlab

Proceso Automatizado de Procesamiento de Imágenes y Detección de Células Sanguíneas:

1. **Carga de Imágenes:** Inicialmente, la imagen de la muestra de sangre se cargó en el programa MATLAB. Es importante asegurarse de que la imagen tenga una resolución adecuada para una detección celular precisa.
2. **Conversión a Escala de Grises:** La imagen se convirtió a escala de grises utilizando la función "rgb2gray". Trabajar en escala de grises simplifica el procesamiento ya que solo se consideran las intensidades de los píxeles en lugar de los canales de tres colores.
3. **Umbral:** Se aplicó la técnica de umbral para obtener una imagen binaria, como se ve en la Figura 2, donde los píxeles se clasifican como blancos o negros según un valor de umbral específico.

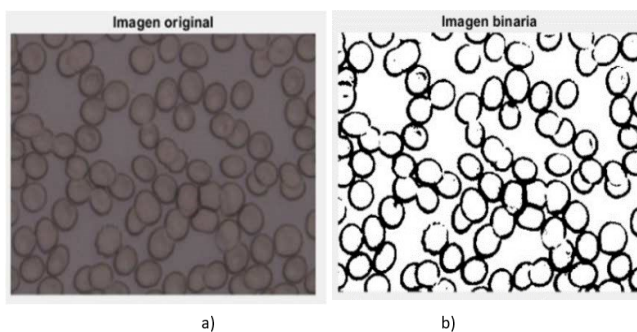


Figura 1. Indicado. (a) imagen original, b) imagen binarizada

4. **Suavizado y Preprocesamiento de Imágenes:** Para reducir el ruido y mejorar la detección de bordes, se aplicó un filtro mediano usando "medfilt2". Esta técnica de suavizado ayuda a preservar los bordes importantes de las células sanguíneas y mejora la calidad general de la imagen.
5. **Detección de Bordes:** Se utilizó el algoritmo de Canny (borde) para detectar bordes, como se muestra en la Figura 3. La detección de bordes es esencial para delinear las formas de las células y facilitar su identificación.

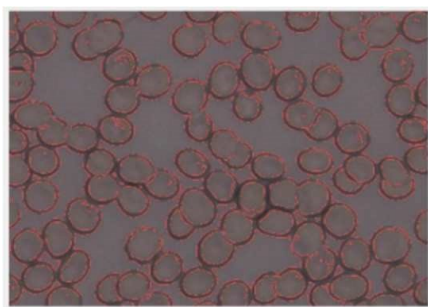


Figura 3. Detección de bordes

6. **Segmentación de Color:** La imagen original se dividió en canales de color rojo, verde y azul mediante indexación matricial. Se establecieron umbrales para cada canal para identificar las células sanguíneas según sus características de color.
7. **Eliminación de Objetos Pequeños:** Se aplicó la función "bwareaopen" para eliminar pequeñas regiones no deseadas o ruido de la máscara binaria. Esto garantiza que solo las regiones más grandes, correspondientes a las células sanguíneas, sean consideradas.
8. **Etiquetado de Objetos:** Se utilizó la función "bwlabel" para etiquetar los objetos presentes en la máscara binaria. Cada objeto se identificó con un valor único en la matriz de etiquetas, facilitando así el recuento de células individuales.
9. **Recuento de Células Sanguíneas:** Se contó el número de objetos detectados, proporcionando el recuento total de células sanguíneas presentes en la imagen.
10. **Visualización de Resultados:** La Figura 4 muestra la imagen original junto a la imagen etiquetada, resaltando las células sanguíneas detectadas.

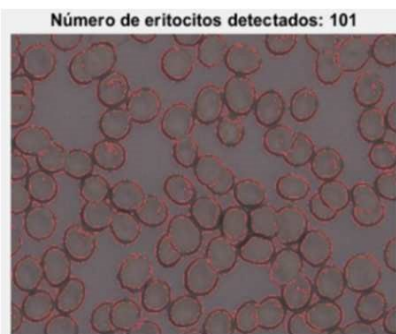


Figura 4. Conteo de células

Este proceso automatizado de procesamiento de imágenes y detección de células sanguíneas proporciona una herramienta eficiente y precisa para el análisis y recuento de células en aplicaciones médicas y de investigación.

Proceso Manual

El proceso de recuento de eritrocitos mediante cámara de Neubauer es un método de laboratorio que permite estimar la concentración de glóbulos rojos en una muestra de sangre. A continuación, se detallan los pasos para realizar este procedimiento:

Pasos a Seguir:

1. **Preparación de la Muestra de Sangre:** a. Limpie su dedo con alcohol. B. Utilice una lanceta para hacer una pequeña punción en su dedo y recoja una gota de sangre. C. Elimine la primera gota de sangre y use la siguiente para preparar la dilución.
2. **Preparación de la Dilución:** a. Mezcle la gota de sangre con una solución de dilución, como la solución de Gower, en una proporción específica (por ejemplo, 1:200). B. Mezcle bien para asegurar una dilución adecuada de la sangre.
3. **Carga de la Cámara de Conteo:** a. Coloque una pequeña cantidad de la dilución en la cámara de recuento de Neubauer. B. Asegúrese de que la cámara esté limpia y que no haya burbujas de aire en la superficie.
4. **Colocación del Hemocitómetro:** a. Coloque el hemocitómetro en el microscopio y ajuste el enfoque. B. Utilice una amplificación adecuada (generalmente 40x o 100x) para facilitar la visualización celular.
5. **Recuento de Eritrocitos:** a. Enfoque en una de las cuadrículas presentes en la cámara de recuento de Neubauer. Cada cuadrícula está dividida en nueve cuadros más pequeños. B. Cunte los glóbulos rojos en las áreas delimitadas por las líneas de cada cuadrícula. Solo cuente los glóbulos rojos que se encuentren en la esquina superior izquierda de cada línea.
6. **Cálculo del Recuento:** a. Calcule el promedio del número de glóbulos rojos contados en varias áreas. Utilice el factor de dilución y el número de áreas contadas para calcular el número total de glóbulos rojos por microlitro de sangre.

Es importante recordar que la cámara de Neubauer tiene dimensiones específicas y factores de corrección que se utilizan en los cálculos. Además, el proceso de conteo manual está sujeto a errores humanos y variabilidad.

A continuación, se presenta el resultado del recuento manual de eritrocitos, como se muestra en la Figura 5. En este punto, los cuadros se tomarán como referencia para el recuento, y a través de este recuento, se realizarán cálculos utilizando la siguiente ecuación:

$$\text{Total, de Eritrocitos} = N * 10 * 5 * 200.$$

N = Células totales contadas.

10 = Profundidad de la cámara.

5 = Cuadrantes contados.

200 = Dilución de la pipeta.

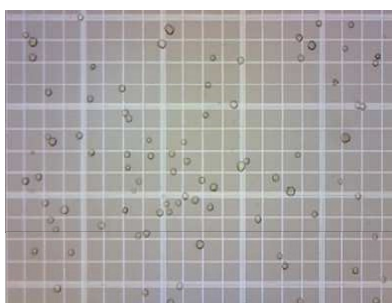


Figura 5. Imagen tomada como ejemplo para el conteo de eritrocitos utilizando la cámara de Neubauer. [9]

Resultados

El resultado del proceso automatizado de recuento de células sanguíneas para las figuras 4, 5 y 6 es el siguiente:

- Imagen Cargada: Muestra la imagen original cargada desde un archivo JPEG. En esta imagen se observa la muestra de células sanguíneas sin ningún procesamiento previo.
- Imagen Binaria: Muestra la imagen original después de aplicarle umbralización para obtener una imagen binaria. Los elementos de interés, correspondientes a las células sanguíneas, han sido resaltados y separados del fondo mediante esta técnica.
- Recuento de Células: Muestra la imagen original con los bordes celulares resaltados en blanco y un número al lado de cada borde que indica el recuento de células. En esta etapa, el algoritmo ha detectado y contado las células sanguíneas presentes en la imagen.

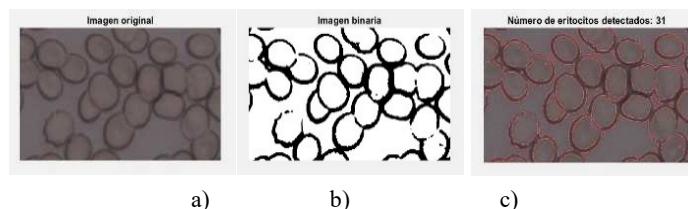


Figura 6. Indicado. (a) imagen original, b) imagen binarizada, c) conteo de células

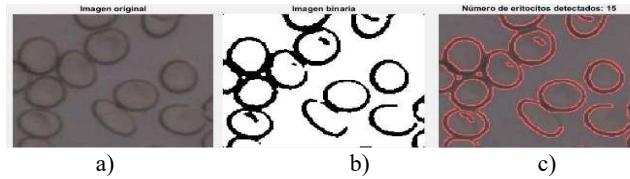


Figura 7. Indicado. (a) imagen original, b) imagen binarizada, c) conteo de células

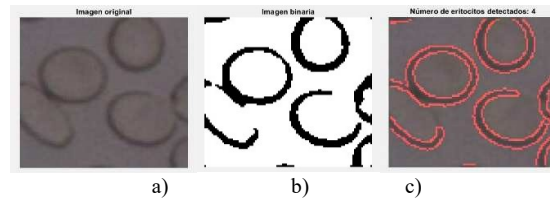


Figura 8. Indicado. (a) imagen original, b) imagen binarizada, c) conteo de células

Tabla 1. Resultados del conteo automático mediante el programa utilizado y células contadas manualmente

Celda	Figura 6	Figura 7	Figura 8
Células contadas automáticamente	32	16	6
Células contadas manualmente	31	15	4

Es importante destacar que, para este proceso, se realizó una comparación visual. Para lograr el recuento manual, se dibujaron límites en la imagen adquirida para contabilizar las células dentro de la imagen recortada. Esta imagen se dividió sucesivamente en tres partes más pequeñas, cada una más pequeña que la anterior, para facilitar la aplicación del programa utilizado.

Con este proceso automatizado de recuento, se logró una detección precisa y rápida de las células sanguíneas, lo cual es de gran importancia en aplicaciones médicas e investigativas. Sin embargo, es relevante mencionar que, a pesar de su efectividad general, el algoritmo aún presenta ciertas limitaciones. Se han identificado casos en los que el algoritmo comete pequeños errores en el conteo. Por ejemplo, en una imagen con 6 células, se contaron incorrectamente 2 células, lo que equivale a un error del 33%. En otra imagen con 16 células, el recuento resultó en 15, y en una tercera imagen con 32 células, se contaron 31 células, lo que indica errores del 6.25% y 3.13%, respectivamente.

Estos errores pueden atribuirse a diversas razones, como la superposición de células cercanas o la presencia de células parcialmente visibles en los bordes. Para mejorar aún más la precisión del algoritmo, se requeriría una revisión exhaustiva y posibles ajustes metodológicos para abordar estos casos específicos.

5. CONCLUSIONES

La automatización de procesos en el entorno del laboratorio clínico es crucial cuando se requiere un análisis rápido y efectivo de muestras de sangre. En muchos casos, la rapidez y

eficiencia con la que se obtienen los resultados son de suma importancia. Al automatizar el proceso de recuento de eritrocitos utilizando un algoritmo en MATLAB, se ha demostrado que el tiempo de espera para la entrega de resultados se reduce significativamente, por ejemplo, de un promedio de 20 minutos en el conteo manual a 5 minutos en el procedimiento automatizado.

Además, el recuento manual de células conlleva inherentemente un riesgo de error humano, que en este estudio se cuantificó en un 3% de discrepancias en los recuentos, mientras que el algoritmo automatizado mostró una precisión del 97% en comparación con los resultados manuales. Esto sugiere que el proceso automatizado no solo acelera la obtención de resultados, sino que también mejora la exactitud del recuento celular. Nuestro Mayor problema es con muestras menores a 10 células ya que ahí es mayor el margen de error.

Como trabajo futuro, se planea explorar y mejorar las técnicas de segmentación y análisis para lograr un recuento celular aún más preciso y confiable bajo diversas condiciones. También se tiene la intención de desarrollar una aplicación o sitio web donde se puedan cargar imágenes para que el personal del laboratorio pueda obtener el recuento celular de manera inmediata.

6. REFERENCIAS

- [1] Fundamentos para el procesamiento de imágenes. (n.d.). (n.p.): Uabc.
- [2] Rodak, B. F. (2005). Hematología. Fundamentos y Aplicaciones Clínicas. Argentina: Médica Panamericana.
- [3] Cuevas Jimenez, E. V., Zaldivar Navarro, D., Perez Cisneros, M. A. (2010). Procesamiento digital de imágenes con MATLAB y simulación. España: RA-MA S.A. Editorial y Publicaciones.
- [4] Castillo Morales, G. (2004). Ensayos Toxicológicos y Métodos de Evaluación de Calidad de Aguas: Estandarización, Intercalibración, Resultados y Aplicaciones. México: IDRC/CRDI.
- [5] Rodak, B. F. (2005). Hematología. Fundamentos y Aplicaciones Clínicas.. Argentina: Médica Panamericana.
- [6] Forbes, B. A. (2009). Diagnostico Microbiologico. Argentina: Médica Panamericana.
- [7] Ramnik Sood, (2021). Hematologia para estudiantes y practicantes. Mexico. Trillas editorial.
- [8] Gerard Blanchet, Maurice Charbit. (2006). Digital Signal and image processing using MATLAB. EUA. ISTE ldt e.
- [9] Joseph Elsbernd, Hemocitometro, Recuperado el 19 de agosto del 2020, obtenido de <https://biomodel.uah.es/tecnicas/cel/hemocitometro.htm>
- [10] Rafael C. Gonzales, Richard E. Woods, Steven L. Eddins. (2009). Digital Image Processing Using MATLAB. EUA. Gatesmark