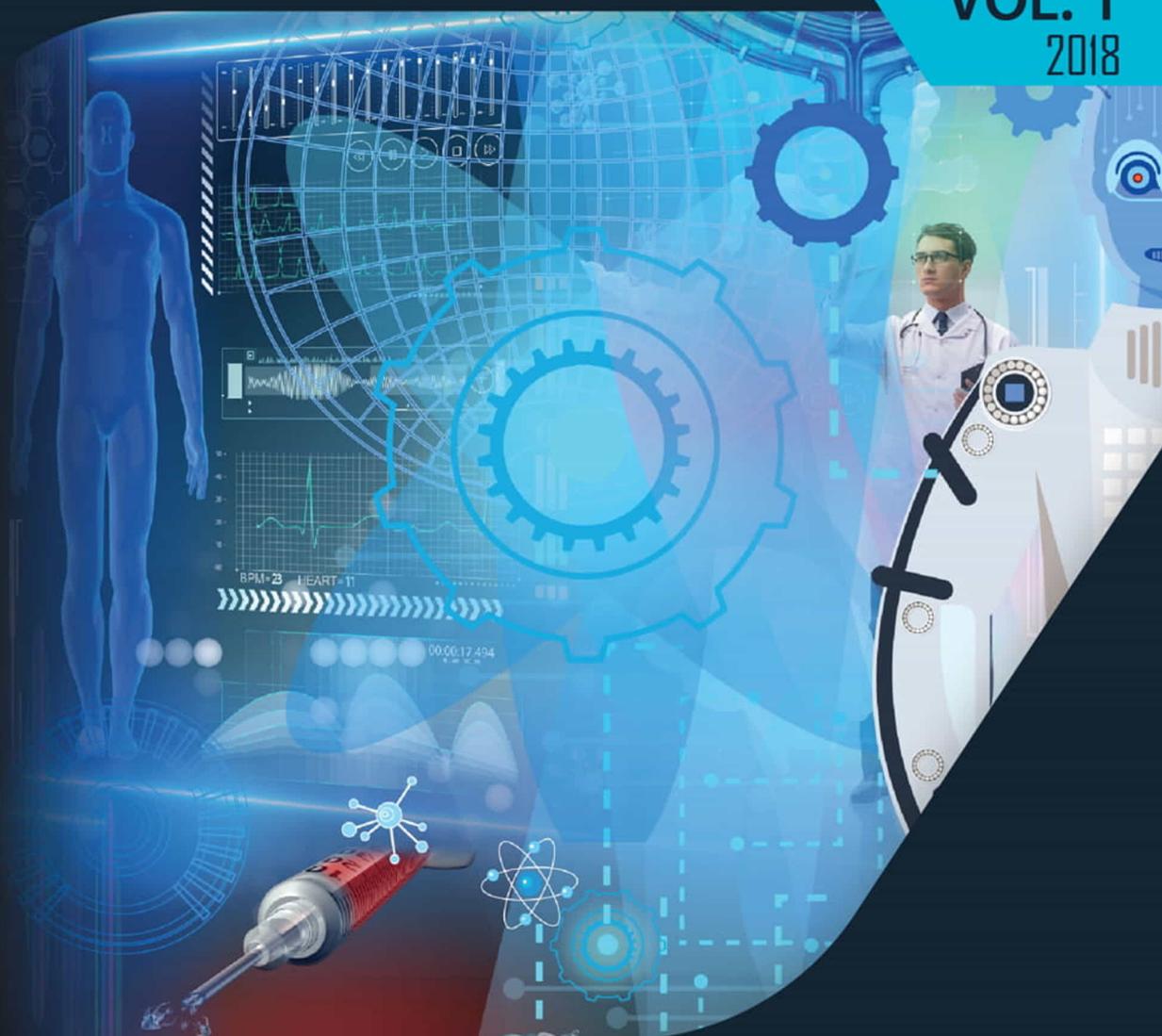


ACTAS DEL CONGRESO NACIONAL DE TECNOLOGÍA APLICADA A CIENCIAS DE LA SALUD

ACONTACS

VOL. 1
2018



Comité Editorial

Dr. Eduardo Tepichin Rodríguez - Editor en Jefe

Dr. Carlos Treviño Palacios

Dr. Rufino Díaz Uribe

Dr. José Eduardo Espinosa Rosales

Dra. Elsa Chavira Martínez

Dr. Hugo Rojas Chávez

Dra. Elizabeth Galindo Linares

Dra. Andrea Muñoz Potosí

Dr. Luis Gabriel Valdivieso González

Dra. Mahuina Campos Castolo

Dra. Laura Contreras Mioni

Dr. Jesús López Hernández

Dr. Alejandro Alayola Sansores

Dr. Ángel S. Cruz Félix

Lic. Liliana Perea Centeno

Cuerpo Editorial

Lic. Adriana Tecuapetla Moyotl

Actas del Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud Vol. 1 (2018) es una publicación anual editada por el Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica, Calle Luis Enrique Erro, 1, Santa María Tonantzintla, San Andrés Cholula, Puebla, C.P. 72840, Tel. 2222663100, ext. 1223, <https://www.inaoep.mx>, tecnologia_salud@inaoep.mx
Editor responsable: Eduardo Tepichín Rodríguez. Reserva de Derechos al Uso Exclusivo No. 04-2023-031712071000-102, ISSN: 2992-6750, ambos otorgados por el Instituto Nacional del Derecho de Autor. Responsable de la última actualización de este número, Lic. Liliana Josefina Perea Centeno, Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica, Calle Luis Enrique Erro, 1, Santa María Tonantzintla, San Andrés Cholula, Puebla, C.P. 72840, Tel. 2222663100, ext. 8115. Fecha de última modificación: diciembre de 2018.

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



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

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

Vol. 1, diciembre 2018

Instituto Nacional de Astrofísica Óptica y Electrónica

Índice de Contenido

Hematicus: sistema para el apoyo a la toma de decisiones médicas en el ámbito de la aféresis terapéutica <i>Arturo Munguía, Ana Victoria, Jesús Bautista</i>	1-8
Implementación de un algoritmo de identificación de fuentes basado en un modelo matemático de medio conductor en un sistema digital <i>Manuel Alejandro Centeno Bautista, María Monserrat Morín Castillo, José Jacobo Oliveros Oliveros, Héctor Ramírez Díaz, Alina Santillán Guzmán, Claudia Netzahualcóyotl Bautista</i>	9-15
La ingestión de glicinamida por un periodo prolongado eleva el umbral al dolor en la rata <i>Porfirio Gómora Arrati, Lucia E. Domínguez Rodríguez, Sofía Toribio López, Oscar González Flores</i>	16-22
Asociación negativa entre demodex y ferning en apoyo al diagnóstico de ojo seco <i>Neftalí Trinidad González, Oscar Antonio Ramos Montes, Pedro Navarro Luna, Javier Alonso Trujillo, Alicia Vázquez Mendoza</i>	23-30
Dimensión fractal criterio de identificación de ecos ultrasónicos en la estimación de temperatura de manera no invasiva <i>Mónica Vázquez-Hernández, Pedro Acevedo-Contla</i>	31-38
Realidad aumentada como instrumento de análisis en cardiopatías <i>L. P. López Palacios, R. Ávila Rodríguez, A. Loredó Flores, S. Celaya Lara, G. Garay Medellín</i>	39-45
Factores profesionales asociados a la prescripción y control de hipertensión arterial <i>Adela Alba Leonel, Alfonso Carvajal García-Pando, Fernando Castillo Nájera, Juan Molina Guarneros</i>	46-50
Circuito electrónico detector de cardiopatías <i>J. Z Ramos Valerio, A. G. Cháirez Saucedo, R. Ávila Rodríguez, E. Bárcenas Bárcenas</i>	51-56
Identificación de patologías cardíacas mediante el uso de redes neuronales diferenciales <i>Omar Alejandro Linares Escobar, Héctor García Estrada, Karen Jazmín Mendoza Bautista, María Guadalupe Ramírez Sotelo, Agustín Ignacio Cabrera Llanos</i>	57-65
Propuestas para resaltar fracturas en imágenes radiológicas por procesamiento digital de imágenes en LABVIEW <i>H. García Estrada, M. G. Ramírez Sotelo, A. I. Cabrera Llanos</i>	66-70
Sistema de priorización de fallas de un monitor de signos vitales a partir de lógica fuzzy <i>Karen J. Mendoza Bautista, Angelo Pastrana Manzanero, María G. Ramírez Sotelo, Agustín I. Cabrera Llanos</i>	71-77

Sistema de identificación online usando redes neuronales diferenciales <i>Héctor García Estrada, Karen J. Mendoza Bautista, Ángelo Pastrana Manzanero, María G. Ramírez Sotelo, Agustín I. Cabrera Llanos</i>	78-85
Monitor de signos vitales con comunicación wireless para unidad de cuidados intensivos desarrollado en LabVIEW y la tarjeta myrio-1900 <i>Héctor García Estrada, Brandon Sánchez Magaña, Amaranta Isabel Rivas Reyes, María G. Ramírez Sotelo, Agustín I. Cabrera Llanos</i>	86-94
Implementación de una Mioprótesis <i>José L. S. Ibarra Acosta, Christian I. Barraza Delgado, Francisco A. Ramírez Díaz, Guillermo E. Méndez Zamora, Francisco C. Mejía Alanís</i>	95-99
Sobrecarga de líquidos evaluada por análisis vectorial de impedancia bioeléctrica y balance hídrico acumulado al ingreso y su asociación con la mortalidad en pacientes adultos en el departamento de urgencias <i>A. Kammar-García, L. Castillo-Martínez, J. L. Villanueva-Juárez, H. I. Rocha-González, M. Remolina-Schlig, T. Hernández-Gilsoul</i>	100-104
Manejo de prótesis de miembro inferior a través de simulación acorde al cuerpo hu-mano <i>M. C. Gómez-Conde, P. Sánchez-Sánchez</i>	105-112
Diseño de herramientas para la mejora y apoyo de terapias cognitivas enfocadas en el tratamiento de la depresión <i>Jorge Zamora, Sofía Luna</i>	113-117
Helicobacter pylori y expresión de gkn1 en pacientes con cáncer gástrico <i>José Guadalupe Aguilar Díaz, Betsabe Guadalupe Najera Ruiz, Judit Alarcón Millán, Sandra Inés Lorenzo Nazario, Carmen Sol De la Peña Cruz, Julio Ortiz Ortiz, Adolfo Román Román, Gloria Fernández Tilapa, Hilda Jiménez Wences, Dinorah Nashely Martínez Carrillo</i>	118-123
Frecuencia de isoformas de GKN1 en pacientes con gastritis crónica y cáncer gástrico <i>Merlin Itzel Cruz de la Rosa, Javier Florencio Martínez Santiago, Francisco Israel Torres Rojas, Julio Ortiz Ortiz, Berenice Illades Aguiar, Adolfo Román Román, Gloria Fernández Tilapa, Hilda Jiménez Wences, Dinorah Nashely Martínez Carrillo</i>	124-129
Frecuencia de la mutación E104T en el dominio brichos de GKN1 en pacientes con gastritis crónica y cáncer gástrico <i>Iván Antonino Olguín, Mariana Organiz Oregón, Francisco Israel Torres Rojas, Julio Ortiz Ortiz, Berenice Illades Aguiar, Adolfo Román Román, Gloria Fernández Tilapa, Hilda Jiménez Wences, Dinorah Nashely Martínez Carrillo</i>	130-136
Evaluación de la inteligibilidad del habla en un escenario de teleconsulta <i>Ana Laura Padilla Ortiz, Gabriel Alejandro Galaviz Mosqueda, Ricardo Téllez Limón, Rubén López Villegas, Víctor M. Coello Cárdenas, Salvador Villarreal</i>	137-142
Desarrollo de manta de fototerapia como apoyo al tratamiento de ictericia neonatal <i>Bryan A. Rodríguez, Juana L. González</i>	143-147

Electroestimulación funcional para miembro superior vía una órtesis activa con retroalimentación electromiográfica <i>Francisco Medina, Kenny Pérez, David Cruz-Ortiz, Isaac Chairez</i>	148-155
Diseño y construcción de un inyector para electro-hilado y su generación de biomateriales como membranas porosas <i>H. A. Carmona-Moreno, H. E. Romero-Sánchez, M. Pérez-Porras, R. Muerueta-Fortiz, M. A. Morales</i>	156-163
Segunda oportunidad para perritos discapacitados <i>Mariela Meza, Adrián Vázquez, Karim Monfil, Ana Luz Muñoz</i>	164-170
Desarrollo de una silla de ruedas para un perro con complicaciones de movilidad en patas traseras <i>Jorge Carrasco, Marco Antonio García, Sergio Josué Ortiz, Ana Luz Muñoz, Emilio Miguel Soto</i>	171-177
Adaptación de una carriola para un perro cuadripléjico <i>Luis Juárez, Karen Santos, Rogelio Ortiz, Karim Monfil, Ana Luz Muñoz</i>	178-185
Uso de nuevas tecnologías en la creación de prótesis de extremidades inferiores a bajo costo para infantes <i>Gerardo Eisenring, Jorge Galván, Ana Luz Muñoz, Miguel Ángel Morales, Javier Flores, Emilio Soto</i>	186-192
Análisis de los estudios de campimetría humphrey en pacientes de primera vez, con excavaciones de las papilas ópticas sospechosas de glaucoma <i>Daniel Neri González, Ana Luz Muñoz Zurita, Cesar Eduardo Hernández Y Del Callejo, Guillermo Muñoz Zurita, Eduardo Tepichin Rodríguez</i>	193-199
Comparación de resistencia a la fractura de órganos dentarios incisivos inferiores con accesos endodónticos: convencional, mínimamente invasivo e incisal por prueba universal de compresión y metodología de validación aplicando análisis por elemento finito <i>Rosario Jiménez Flores, Alfonso Reyes Méndez, Juan Manuel Jiménez Rodríguez, Ana Luz Muñoz Zurita, R.C. Ambrosio Lázaro, J. Flores Méndez</i>	200-207
Baumanómetro digital con comunicación remota para adquisición, captura y visualización de datos <i>Romina Llanes Cárdenas, Emiliano Fernández Carranza, Adán Fernando Díaz Hernández, Antonio Sánchez Uresti, Mario Daniel Ramos Cuevas</i>	208-211
Tapete con fotobiomodulación para personas con artritis reumatoide <i>Marlene Garza Cantú, Mario Daniel Ramos Cuevas</i>	212-216
Desarrollo de un sistema automatizado para tratamiento de laser por barrido en terapia dermatológica <i>Bernardo Guadalupe Veloz Dávila, Miguel Ángel Méndez Velázquez, Edelmiro Pérez Rodríguez, Mario Daniel Ramos Cuevas</i>	217-221
Modelo didáctico de pie impreso en 3d a partir de estudio de imagen <i>Trigo Montserrat Alarcón Ruíz, Miguel Ángel Méndez Velázquez, Jaime Alberto Cisneros Ríos, Enrique Aguilar Martínez, Jesús Eduardo González Gómez, Rodrigo Elizondo Omaña, Santos Guzmán López</i>	222-228

Realidad virtual para el aprendizaje de la anatomía humana <i>Enrique Aguilar Martínez, Trigo Montsserrat Alarcón Ruíz, Rafael Eduardo López Barrón, Jesús Eduardo González Gómez, Antonio Sánchez Uresti.....</i>	229-235
Dispositivo de compresión neumática secuencial para extremidad inferior <i>D. Giselle Chávez Soto, Miguel A. Méndez Velázquez.....</i>	236-240
Impresión 3d como herramienta de aprendizaje en la técnica de colocación de tornillos transpediculares de columna lumbar: creación de un simulador para entrenamiento <i>Gallegos Morales Janeth Betzabe, Rafael Eduardo López Barrón, Jesús Eduardo González Gómez, Adrian Antonio Negreros Osuna, Guillermo Elizondo Riojas, Antonio Sánchez Uresti.....</i>	241-246
Utilidad de modelo de impresión 3d para planeación prequirúrgica en metástasis vertebral <i>Patricio Garza-Benavidez, Adrián Antonio Negreros-Osuna, Rafael Eduardo López-Barrón, Antonio Sánchez-Uresti, Guillermo Elizondo-Riojas.....</i>	247-252
Exoesqueleto para extremidad inferior de bajo costo <i>Karla Rodríguez, Anahí Naranjo, Alberto Cisneros, Eric Pérez.....</i>	253-257
Laboratorio portátil para análisis de marcha <i>David Veloz, Karla Cabriales, Eric Pérez, Antonio Sánchez, Mario Ramos, Ingrid Estrada... </i>	258-262
Utilización de molde impreso en 3d para planeación quirúrgica de reconstrucción de humero <i>Rafael López, Adrián Negreros, Francisco Navarro, Daniela Ortega, Eric Pérez.....</i>	263-266
Colchón neumático para posicionamiento de pacientes <i>Antonio Sánchez Uresti, Jesús Eduardo González Gómez, Javier Adrián Moreno Cerda, Alejandro Rivera García, Roberto Muzquiz Vidales.....</i>	267-272

HEMATICUS: SISTEMA PARA EL APOYO A LA TOMA DE DECISIONES MÉDICAS EN EL ÁMBITO DE LA AFÉRESIS TERAPÉUTICA

Arturo Munguía^a, Ana Victoria^b, Jesús Bautista^c,

^aConsultor externo de Proyectos CINVESTAV, amunguia@hotmail.com

^bHospital Juárez de México, ajardon@hotmail.com, ^cJefe del Banco de Sangre, Hospital Juárez de México, jeba961@hotmail.com

RESUMEN

Hematicus: es un sistema experto (software) de inteligencia artificial, que sirve de apoyo a la toma de decisiones médicas en el ámbito de la aféresis terapéutica, para los médicos en el diagnóstico y la decisión del tratamiento de enfermedades, que son susceptibles de ser tratadas con la aféresis terapéutica. El sistema Hematicus puede ser utilizado en ámbito de medicina crítica hospitalaria pública y privada y su enfoque se orienta hacia: 1) Bancos de sangre, 2) Hospitales públicos y privados con pacientes críticos candidatos a ser tratados con la aféresis terapéutica y 3) Médicos hematólogos, neurólogos, inmunólogos, reumatólogos, internistas y nefrólogos que atienden estos pacientes, los cuales pueden apoyarse en el sistema para facilitar el diagnóstico y tratamiento de enfermedades muy específicas.

Palabras clave: plasmaféresis, inteligencia artificial, decisiones médicas.

ABSTRACT

Hematicus: is an expert system (software) of artificial intelligence, for the support to medical decision-making in the field of therapeutic apheresis. It's an application that can support medical consultation, diagnosis, and the decision of the treatment of diseases, which could be treated with therapeutic apheresis. Hematicus can be used in the field of critical care public and private and its focus is oriented to: 1) Blood Banks, 2) public and private hospitals in extremely sick patients who may be candidates to therapeutic apheresis, and 3) hematologists, neurologists, immunologists, rheumatologists, internists, and nephrologists who treat these patients, which can use the system to improve the diagnosis and treatment of diseases very specific.

Key words: therapeutic apheresis, artificial intelligence, medical decisions.

1. INTRODUCCIÓN

Este trabajo plantea un método para resolver problemas de diagnóstico médico clínico por medio de reconocimiento de patrones entre los signos, síntomas y lesiones de la historia clínica del paciente en su conjunto y los signos, síntomas y lesiones clínicas de las

enfermedades que los pueden manifestar, tomando en cuenta además los signos patognomónicos, síntomas y lesiones que no deben presentar las enfermedades posibles; en función de sus diagnósticos diferenciales según la historia clínica dada.

Se basa en realizar diagnóstico médico clínico por medio de la demostración de proposiciones lógicas, operaciones entre conjuntos y la realización de cálculos numéricos basados en la teoría de análisis de decisiones; todas ellas combinadas con técnicas de inteligencia artificial para la representación del conocimiento (marcos).

La aféresis terapéutica es un procedimiento innovador poco conocido que se aplica en enfermedades raras o de difícil tratamiento, su aplicación todavía demanda de mucha investigación y constante actualización. Para su aplicación requiere de equipos médicos especializados de tecnología de punta e insumos costosos. En 1982, se fundó la Sociedad Americana para la Aféresis, con la finalidad de actualizar los conocimientos sobre el uso de la aféresis, formalizar sus indicaciones y establecer la relación costo beneficio de los diferentes procedimientos aferéticos. Para ello, edita la revista “Jornadas de Aféresis Clínica”. Asimismo, la Sociedad Internacional para la Aféresis, creó también su revista “Aféresis Terapéutica”, ambas de publicación trimestral, con la finalidad de registrar sus indicaciones y difundir sus resultados. Una de las principales aportaciones, que estas organizaciones han hecho a la aféresis terapéutica, especialmente la Asociación Americana de Bancos de Sangre y la Sociedad Americana para la Aféresis, ha sido la creación de las Guías sobre el uso de la aféresis terapéutica en la práctica clínica (Guías ASFA) de edición trianual. Enfoque basado en la evidencia del comité de redacción de la Sociedad Americana de Aféresis. En la última década se han creado múltiples asociaciones médicas en diversos países con el mismo objetivo, en todos ellos se utilizan las Guías ASFA como referente para las indicaciones terapéuticas de la aféresis (Joseph Schwartz 2016). Estas Guías son la fuente de información primaria que alimenta al sistema Hematicus.

La aféresis terapéutica, es un tratamiento de remoción y sustitución de elementos patológicos de la sangre. Tiene como finalidad principal la extracción y eliminación del plasma de la sangre, de aquellos componentes considerados responsables de la enfermedad, o bien de sus manifestaciones clínicas, que no pueden extraerse por otros medios. La aféresis terapéutica representa, por lo tanto, una alternativa encaminada fundamentalmente, al tratamiento de enfermedades muy específicas, en las que el tratamiento convencional como fármacos o cirugías, no han obtenido los resultados esperados, o han fracasado y se refleja en un beneficio social para los pacientes y promueve la optimización del uso de la sangre.

En la Ciudad de México, en un hospital de Tercer Nivel donde se cuenta con la terapia de recambio plasmático terapéutico, se realizan alrededor de 300 procedimientos por año, para su ejecución, el personal médico y paramédico se apega a las recomendaciones de las Guías ASFA (Joseph Schwartz 2016) y de la Asociación Mexicana de Medicina Transfusional, A.C. (Ammtac 2017), se emplea en enfermedades graves con alto riesgo de muerte, raras, con costos muy elevados como Síndrome de Guillain Barré y sus variantes como el Síndrome de Miller Fisher, crisis de enfermedades autoinmunes como púrpura

trombocitopénica, gammapatías, hiperviscosidad, envenenamientos, intoxicaciones y otras menos frecuentes. Las Guías ASFA se retroinforman de las experiencias recopiladas de los tratamientos en diversos países.

2. TEORÍA

Este sistema se basa en una metodología propia que fue concebida para resolver problemas de diagnóstico médico clínico consistente en la demostración de proposiciones lógicas, operaciones entre conjuntos y cálculos matemáticos, combinadas con técnicas de inteligencia artificial (Russel S 2010) para la representación del conocimiento, que permiten reconocimiento de patrones (Webb Andrew R 2011) y hacer inferencias diagnósticas. En este trabajo se utilizó una tecnología de algoritmos propios para el tratamiento de información que, hasta el desarrollo del sistema Hematicus (<https://youtu.be/DfDebtrz7fM>) no se habían utilizado.

Algunas modificaciones a estos algoritmos, como por ejemplo el considerar signos patognomónicos permiten hacer una inferencia clínica aplicable en la aféresis terapéutica y el manejo de incertidumbre. El Sistema Hematicus es la parte informática tangible de la teoría planteada en la metodología, es el enlace entre la teoría abstracta y la aplicación práctica para resolver un problema específico.

3. PARTE EXPERIMENTAL

Se eligieron las Guías ASFA debido a que son un sistema de análisis sólido que permite repetir en forma automatizada la forma de razonamiento médico en estas enfermedades. Se utilizaron 22 enfermedades más frecuentes en el uso de aféresis terapéutica en el Hospital Juárez de México.

Durante las pruebas funcionales del sistema consistentes en casos de uso previamente diseñados, el sistema funcionó al cien por ciento. Al presentarlo a especialistas médicos de cinco unidades médicas de tercer nivel de atención e invitarlos a usarlo, no objetaron su funcionamiento. Los médicos orientaron sus observaciones hacia la usabilidad de la interface con el usuario y a la normalización semántica del lenguaje médico de los signos síntomas, lesiones y estudios de laboratorio, es decir, observaciones de forma y no de fondo solucionadas, la primera con programación informática y la segunda utilizando el Método Delphi basado en un panel de expertos para la unificación de criterios y consenso.

El sistema Hematicus, además de facilitar la consulta de las Guías ASFA por los médicos, proporciona a partir de una historia clínica dada:

- 1) Si existen signos patognomónicos,
- 2) Analiza la consistencia lógica de la información disponible en la historia clínica,
- 3) Proporciona los *diagnósticos posibles*
- 4) Proporciona los *diagnósticos presuntivos*
- 5) Proporciona el, o los *diagnósticos finales*,
- 6) Establece si existe inconsistencia lógica en la historia clínica,

- 7) Notifica si no se ha alcanzado el umbral de evidencia que soporte el diagnóstico y
- 8) Proporciona la recomendación sobre el empleo de la aféresis terapéutica de acuerdo a las Guías ASFA, su objetivo es proporcionar mayores elementos para la toma de decisiones concernientes a la utilización de la aféresis terapéutica. (Tabla 1)

Tabla 1. Variables del sistema Hamáticus

Características del Sistema	Sistema Hemáticus
Uso de metodología propia de algoritmos de reconocimiento de patrones y otras técnicas de inteligencia artificial.	Si
Manejo de incertidumbre para el diagnóstico médico.	Si
Revisión de signos patognomónicos de la historia clínica.	Si
Análisis de la consistencia de la información disponible en la historia clínica.	Si
Proporciona los diagnósticos posibles.	Si
Proporciona los diagnósticos presuntivos.	Si
Proporciona el, o los diagnósticos finales.	Si
Establece si existe inconsistencia lógica en la Historia clínica.	Si
Notifica si no se ha alcanzado el umbral de evidencia que soporte el diagnóstico.	Si
Proporciona la recomendación sobre el empleo de la aféresis terapéutica de acuerdo a las Guías ASFA.	Si
Proporciona el catálogo de enfermedades reportadas en las guías ASFA y sus síntomas.	Si
Proporciona el Catálogo de signos síntomas y lesiones considerados como patognomónicos y las enfermedades los producen.	Si
Proporciona el Catálogo de signos síntomas y lesiones reportadas en las guías ASFA, y las enfermedades que los producen.	Si
Cuenta con un módulo generador de hipótesis diagnósticas.	Si
Cuenta con un módulo de apoyo diagnóstico.	Si

En cuanto al desempeño de la aplicación, su desarrollo inicialmente solo comprendía un módulo generador de hipótesis diagnósticas, en el cual al introducir una historia clínica, el sistema genera hipótesis diagnósticas y muestra las recomendaciones terapéuticas de las

guías ASFA. Con su desarrollo, la metodología empleada ha permitido que el sistema esté integrado hasta ahora por los cinco módulos mencionados (Figuras 1, 2, 3).

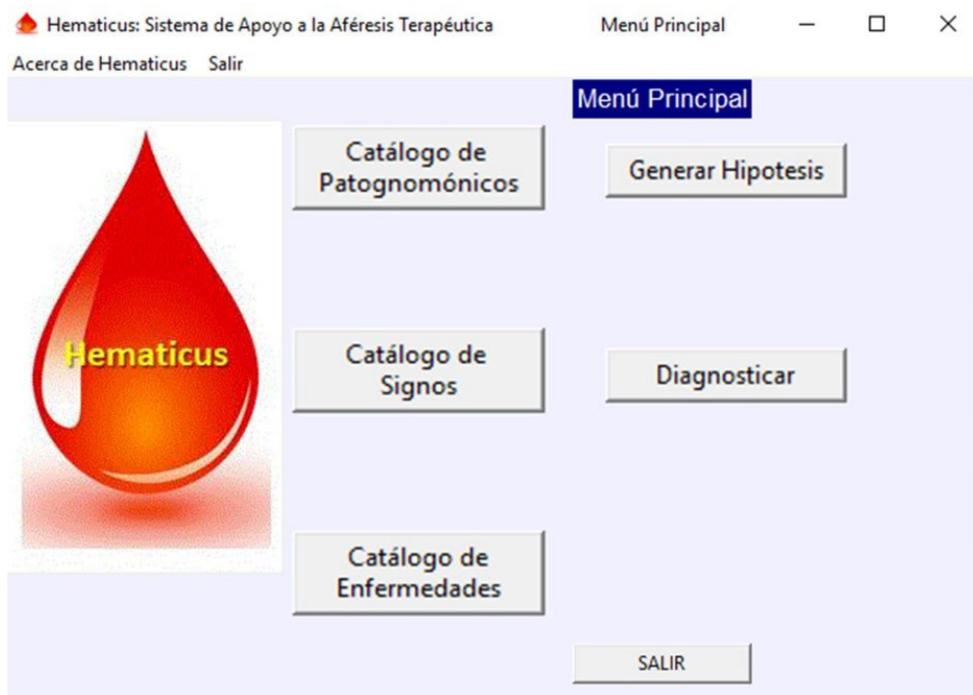


Figura 1. Pantalla del menú principal del Sistema Hematicus

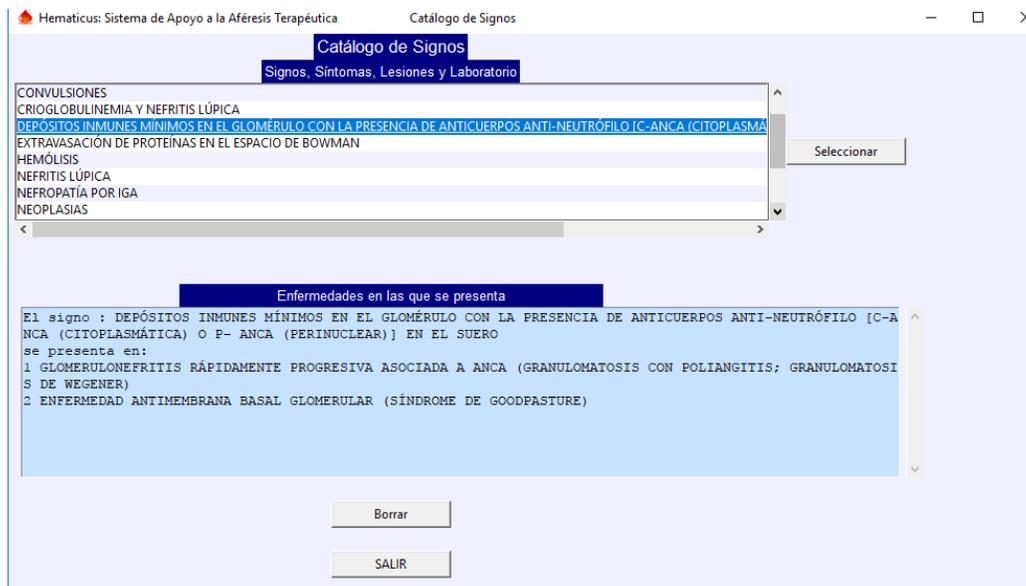


Figura 2. Pantalla de Catálogo de Signos del Sistema Hematicus

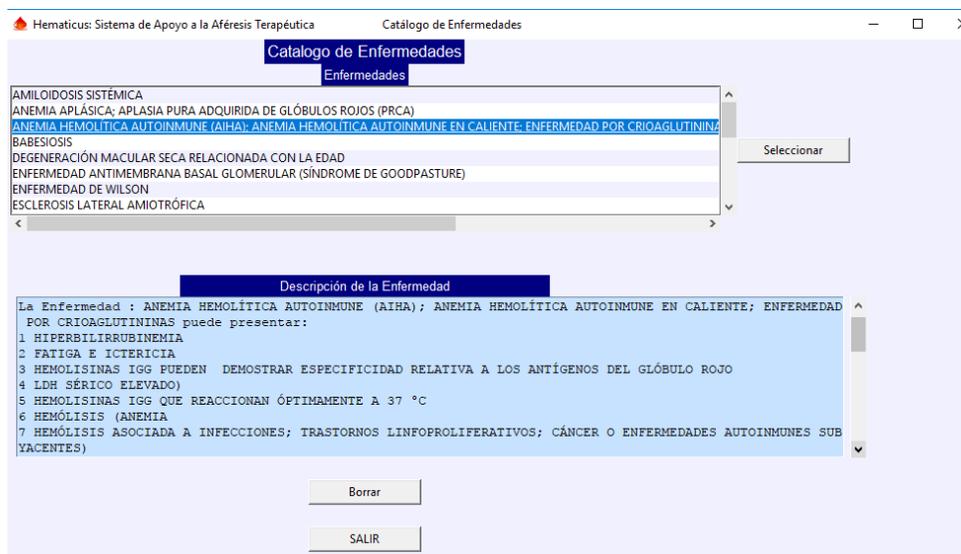


Figura 3. Pantalla de Catálogo de Enfermedades del Sistema Hematicus

Debido a esto, el Sistema Hematicus supera ampliamente las expectativas de uso esperadas, aportando además algunos elementos para el diagnóstico médico que no se encuentran en las Guías ASFA, como son que al introducir una historia clínica el sistema indica: si se introdujeron signos patognomónicos, proporciona los diagnósticos posibles, los diagnósticos presuntivos y el o los diagnósticos finales, los signos clínicos que no debe presentar la enfermedad diagnosticada, un análisis de consistencia lógica de la historia clínica y un umbral de evidencia diagnóstica. Hasta ahora no existe en el mercado nacional o internacional un software de su tipo para aféresis terapéutica o de consulta de las guías ASFA y no se tiene información de que se esté trabajando en él.

Resultados financieros:

La aféresis terapéutica es un área médica relativamente nueva y su prescripción está todavía en desarrollo continuo. Su costo en México fluctúa entre setenta y cinco mil y cien mil pesos, lo que genera gastos fuera de las posibilidades en la mayoría de las familias de los pacientes. Por ello se crearon las Guías ASFA con las recomendaciones de su uso en enfermedades específicas en las cuales se ha probado y demostrado su efectividad. Más que resultados financieros por el licenciamiento del software Hematicus, su valor radica en proporcionar a los médicos evidencia para decidir si un paciente requiere o no la aféresis terapéutica, evitando así un gasto innecesario o en caso de sí requerirla, que ese gasto se refleje en la mejoría de la salud, evite o reduzca secuelas o quizás salvarle la vida.

Si se considera que en México, en hospitales de tercer nivel de atención médica, con 400 camas censables, se realizan aproximadamente 300 aféresis terapéuticas por año, el gasto anual por aféresis terapéutica es aproximadamente de entre 22 y 30 millones de pesos anuales por cada unidad hospitalaria de estas características. El costo de no hacer el procedimiento aferético cuando sí lo requieren los pacientes, puede reflejarse en hospitalizaciones de pacientes, que en ocasiones requieren ventilación, o ingresos en terapia intensiva, y tienen estancias hospitalarias muy prolongadas, de hasta un año, lo que genera

gastos aún más elevados para las instituciones (públicas o privadas) y empresas aseguradoras o familias que tienen que sostener este gasto.

Perspectivas de futuro

La metodología propia desarrollada en el sistema Hematicus, ha demostrado ser útil cuando el problema a resolver sea de reconocimiento de patrones, ya que ha permitido iniciar el desarrollo de otros proyectos como un sistema de diagnóstico veterinario de enfermedades de las aves (Munguía 1995) y un chatbot (2017) en proceso de desarrollo. También se tiene proyectado trabajar con otras guías clínicas de diagnóstico médico que así lo permitan y cuyo impacto social, incida en salvar vidas y en la efectividad de gastos en salud.

El desarrollo del sistema informático Hematicus, está basado en el conjunto de algoritmos y tratamiento de información expuestos en una tesis de Maestría hecha en México. Esta metodología requirió de una inferencia clínica aplicable en la aféresis terapéutica por lo que puede ser considerarla una nueva tecnología.

4. CONCLUSIONES

Dentro del entorno organizacional para el desarrollo del sistema, se cuenta con un equipo interdisciplinario de personal altamente especializado y con amplia experiencia en medicina transfusional, aféresis terapéutica, informática médica e inteligencia artificial. Como insumo primario se cuenta con las guías sobre el uso de la aféresis terapéutica en la práctica clínica (Guías ASFA) y la experiencia de los casos clínicos analizados.

El portafolio de evidencias actual del sistema incluye:

- 1) El catálogo de enfermedades reportadas en las guías ASFA y sus síntomas
- 2) El Catálogo de signos síntomas y lesiones patognomónicos y que enfermedades los producen,
- 3) El Catálogo de signos síntomas y lesiones, y que enfermedades los producen,
- 4) Un módulo generador de hipótesis diagnósticas que muestra las recomendaciones para el empleo de la aféresis terapéutica y
- 5) Un módulo de apoyo diagnóstico.

5. REFERENCIAS

- [1] Ammtac. <http://ammtac.org/>. 2017.
<http://ammtac.org/espanol/page.asp?Accion=VerRegistro&fkPage=463&NombreABC=&BuscarfkPromocion=&BuscarEsNovedad=&BuscarEsRecomendacion=&Keywords=&NoPagina=> (último acceso: 01 de 01 de 2017).
- [2] Schwartz, J. Padmanabhan, A Aquí, N. [Guidelines on the Use of Therapeutic Apheresis], *Journal of Clinical Apheresis* 31, 149-162 (2016).
- [3] Munguía, A. [Motor de Inferencia para Diagnóstico Médico Clínico (Tesis de Maestría)]. Ciudad de México: Fundación Arturo Rosenblueth A.C., (1995).

- [4] Russel, S. Norvig, P. [Artificial Intelligence: A Modern Approach]. Londres: Pearson, (2010).
- [5] Andrew, W. Copsey, K. [Statistical Pattern Recognition]. Nueva York: Willey, (2011).

IMPLEMENTACIÓN DE UN ALGORITMO DE IDENTIFICACIÓN DE FUENTES BASADO EN UN MODELO MATEMÁTICO DE MEDIO CONDUCTOR EN UN SISTEMA DIGITAL

Manuel Alejandro Centeno Bautista^a, María Monserrat Morín Castillo^a, José Jacobo Oliveros Oliveros^c, Héctor Ramírez Díaz^b, Alina Santillán Guzmán^c, Claudia Netzahualcóyotl Bautista^c

^a Facultad de Ciencias de la Electrónica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, Pue., México, alexcenba@hotmail.com, mmorin@ece.buap.mx

^b Sistemas Computacionales, Instituto Tecnológico Superior de Eldorado, Eldorado, Sin., México, cronopio23@hotmail.com

^c Facultad de Ciencias Físico-Matemáticas, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Puebla, Pue., México, operadoradjunto@gmail.com, alina_santillan@yahoo.com.mx, netzahuacoyotl.86@gmail.com

RESUMEN

El presente trabajo tiene como finalidad la implementación de un algoritmo basado en modelos matemáticos cuasi estáticos de medio conductor, que permitan realizar una identificación espacial del foco epiléptico a partir de lecturas electroencefalográficas. Dicha implementación es en un FPGA (por sus siglas en inglés, Field Programmable Gate Array), programado en lenguaje VHDL. Para validar el algoritmo se usaron datos creados sintéticamente a través de modelos matemáticos para generar una fuente con forma de función campana y datos electroencefalográficos semi-simulados, donde a la función campana se le hizo una superposición de un registro real.

Palabras clave: Problema Inverso, FPGA, EEG.

ABSTRACT

The purpose of this paper is to implement an algorithm based on quasi-static mathematical models of conductive medium, which allows to make a spatial identification of the epileptic focus from electroencephalographic records. This implementation is in a FPGA (Field Programmable Gate Array), programmed in VHDL. To validate the algorithm, data synthetically created through mathematical models was used to generate a source in the form of a Gaussian function and semi-simulated electroencephalographic data, where the Gaussian function was superposition on a real record.

Keywords: Inverse Problem, FPGA, EEG.

1. INTRODUCCIÓN

La epilepsia es una enfermedad que afecta alrededor de 50 millones de personas en todo el mundo, esto quiere decir que es una de las principales enfermedades de tipo neurológico [1]. Su principal característica es que el sistema nervioso central muestra una gran cantidad de actividad ya sea de forma total o sólo de alguna parte de éste. La epilepsia se clasifica como: epilepsia tónico-clónico generalizada, epilepsia de ausencias y epilepsia focal. La epilepsia tónico-clónica y la de ausencias son las que involucran una actividad anormal en todo o gran parte del cerebro. La epilepsia focal es en la que sólo se ve afectada una zona particular del cerebro y puede deberse a alguna lesión o factor congénito delimitado [2]. Los registros electroencefalográficos (EEG) muestran alteraciones sólo en los canales que están relacionados con la zona donde se produce la fuente epileptógena. Este es el tipo de epilepsia que se aborda en el trabajo.

El tratamiento de primera intención en pacientes con epilepsia focal es farmacológico, pero cuando los pacientes no responden adecuadamente se opta por realizar una cirugía para la resección de la zona dañada que produce los focos epilépticos. Una adecuada identificación permite que sólo sea resecada la parte afectada y así no dañar otras zonas del cerebro, evitando posibles secuelas de la cirugía [3].

Existen algoritmos y métodos matemáticos que buscan tener una localización de fuentes más precisa [4] obtenidas a partir de la solución del problema inverso electroencefalográfico (PIE) estudiado ampliamente [5]. Estos modelos y métodos emplean operaciones complejas que son difíciles de implementar en dispositivos digitales tales como los FPGA. El objetivo de esta investigación es realizar la implementación de un algoritmo matemático para la recuperación de fuentes en un dispositivo que sea portátil e independiente de una computadora. La finalidad es que el dispositivo sea capaz de leer los datos guardados en algún dispositivo de almacenamiento y poder dar una interpretación rápida en cualquier lugar, sin depender de software especializado ni de una computadora. Con eso en cuenta, se emplea el algoritmo propuesto en [6] el cual se puede realizar en un fpga con operaciones matemáticas simples.

2. TEORÍA

Para modelar la actividad eléctrica que proviene del cerebro y cómo ésta se expresa en las lecturas del EEG en el cuero cabelludo, se emplea una interpretación de la estructura de la cabeza planteada en [7], donde se representa a la cabeza como esferas concéntricas, mostradas en la Fig. 1.

En el presente trabajo se aborda la representación bidimensional, es decir, se emplean dos círculos concéntricos para las estructuras de la cabeza. Las características que tienen estos círculos son: Cada círculo representa una región, denotada por Ω_i . La conductividad eléctrica (σ_i) es homogénea en cada región y están delimitadas por una frontera S_i . Así se tienen dos regiones: Ω_1 representa el cerebro y Ω_2 son las estructuras restantes de la cabeza. S_1 es la corteza cerebral y S_2 el cuero cabelludo. Y sus respectivas conductancias son σ_1 y σ_2 .

Con esta representación se generan condiciones para el modelo matemático de la cabeza, analizadas en [7]. Usando este modelo, es posible recuperar la forma y localización de una fuente eléctrica o foco epiléptico. Se plantea que, en este caso, la fuente se ubica exclusivamente en la corteza cerebral.

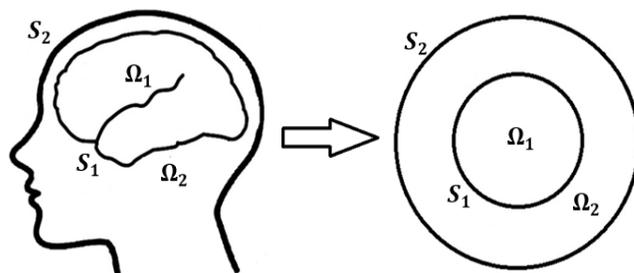


Fig. 1. Representación de la cabeza como esferas concéntricas

Es así que de [8] se puede obtener un modelo del cual a partir de las mediciones del EEG se obtenga una correlación entre la fuente y la medición; en particular con la forma y ubicación de la fuente en la corteza cerebral. Este modelo representa la solución al PIE, cuya ecuación es [6]:

$$g(\theta) = \sum_{k=1}^{\infty} \frac{R_2 a_k}{R_2 (a_k)^2 + \alpha R_1} [V_{k,\delta}^1 \cos k\theta + V_{k,\delta}^2 \sin k\theta] \quad (1)$$

Con

$$a_k = \frac{2R_1^{k+1}R_2^k}{k[(\sigma_1 - \sigma_2)R_1^{2k} + (\sigma_1 + \sigma_2)R_2^{2k}]} \quad (2)$$

donde V_k^1, V_k^2 son los coeficientes de la serie de Fourier que representa el EEG; R_1, R_2 son los radios de los círculos que representan el cerebro y la cabeza, respectivamente; σ_1, σ_2 , denotan las conductividades de cada región; α , corresponde al factor de regularización para el algoritmo de recuperación de fuentes (ARF); y $g(\theta)$ representa la fuente en la corteza cerebral con respecto al ángulo u orientación de los electrodos, que en el caso bidimensional se encuentran en una semicircunferencia con una distribución homogénea entre ellos.

El ARF del PIE es el que sirve para la identificación espacial de la fuente a partir los valores de θ y la forma que muestre la gráfica de g , calculándose en un instante de tiempo, esto quiere decir que es un modelo cuasi-estático. Los valores obtenidos del cálculo permiten generar una gráfica de la actividad eléctrica de la corteza cerebral con respecto a la posición angular de los canales.

Como se ve en (1) y (2) el ARF presenta una estructura matemática simple lo que facilita ser implementado en VHDL. La implementación se detalla a continuación.

2.1 Implementación

Para la lectura de datos en VHDL, éstos deben estar en sistema binario. Es por ello que, para realizar esta transformación, se ha diseñado una interfaz gráfica en MATLAB previa al procesamiento en VHDL. Esta consiste en seleccionar el registro EEG que se desea analizar. Esta señal tiene un registro de 14 canales monopolares y una frecuencia de muestreo de 128 Hz que provienen de la diadema Epoc+ de la marca Emotiv®. Después de cargar el archivo se transforma del formato EDF, que es el formato con el que es guardado por la diadema, a formato tipo .mat.

Una vez en este formato se selecciona un segmento de cuatro segundos, debido a que es la capacidad de almacenamiento que se diseñó en la implementación en el FPGA. Esto significa que se seleccionan 512 muestras para ser analizadas. Al decidir el segmento, los datos del registro seleccionados son pre-procesados. Es decir, se normalizan a tener un valor medio igual a cero y una varianza unitaria. Enseguida, y de manera automática, los valores de la señal normalizada son transformados a binario, utilizando una longitud de palabra de 24 bits. Los números son representados mediante punto fijo de 16 bits para la parte decimal, 7 bits para la parte entera y un bit de signo. El registro ya convertido a binario es guardado en un archivo con formato .txt.

En VHDL, los datos son leídos del archivo .txt, indicando la dirección en donde se encuentra éste en el programa creado. El primer paso del programa en VHDL consiste en almacenar en una memoria RAM (Random Access Memory) los datos provenientes del archivo de texto. Esta RAM cuenta con una capacidad de almacenar cuatro segundos de registro para cada uno de los catorce canales, es decir, 7168 palabras de 24 bits (14x512).

Posteriormente, para eliminar los artefactos musculares, las señales se pasan por un filtro FIR (Finite Impulse Response) pasa-bajas con una ventana Chebyshev, cuya frecuencia de corte es de 30 Hz y un orden de 50. Los coeficientes del filtro fueron calculados en MATLAB. Dichos coeficientes son usados en VHDL para realizar el filtrado. Cada canal pasa por el filtro de forma independiente y son almacenados en una segunda RAM con la misma capacidad de almacenamiento.

La señal filtrada es leída de la segunda RAM e ingresada al módulo que contiene el ARF del problema inverso. Cada muestra de los catorce canales es leída al mismo tiempo, con un total de 512 muestras por canal que pasan por el ARF.

Para proceder con el ARF, primero se calculan los primeros 30 coeficientes de la serie de Fourier de la señal EEG para cada instante de tiempo. Se ha demostrado que esta cantidad de coeficientes son suficientes para mantener un error $\epsilon < 0.1$, con respecto a señales sintéticas de prueba. Obtenidos los coeficientes de Fourier, éstos se ingresan al ARF en la ecuación (1) para estimar los valores de la fuente en la corteza cerebral. Esto genera 14 valores por muestra, que representan las mediciones que tendría la corteza cerebral si se estuviera realizando una electrocorticografía de 14 canales. Es decir, se estaría recuperando la fuente. El algoritmo se repite 512 veces, que es el número de muestras correspondiente a 4 segundos.

Los datos que se obtienen se guardan en un archivo de texto con el mismo formato en binario de punto fijo con el que se leyeron por parte de VHDL. Este archivo de texto con los datos de salida del algoritmo puede ser leído en MATLAB donde se hace la conversión de binario con punto fijo a decimal.

Todo el proceso en VHDL está diseñado para que se realice de forma automática y secuencial una vez que se le indica que comience con el procesamiento de los datos.

3. PARTE EXPERIMENTAL

Para validar el funcionamiento del ARF se requiere de una señal EEG cuyo comportamiento y fuente se conozcan. En otras palabras, se necesita saber la forma de la fuente en la corteza cerebral, S_1 , que origina un registro EEG dado. Debido a que los eventos epilépticos en el EEG se observan como picos paroxísticos y de distribución espacial, la fuente que los genera debe mostrar ese mismo comportamiento. Por tal motivo se diseña una fuente epiléptica cuya forma corresponde a una función campana super-Gaussiana, debido a que esta función asemeja un evento paroxístico en los registros del EEG.

Se genera en MATLAB un registro EEG de 14 canales que sólo muestre la actividad de la fuente diseñada en corteza cerebral y con una duración de cuatro segundos. El registro se genera con una frecuencia de muestreo de 128 Hz. Estos canales se encuentran separados entre ellos equidistantemente en una semicircunferencia, con un ángulo de separación de 13.84° .

Éste registro EEG sintético se pre-procesa de la misma forma que se ha detallado: Se normaliza, se transforma a formato binario de punto fijo y se guarda en un archivo de texto. Los datos son leídos en VHDL e ingresados al ARF como se describió. Los resultados son guardados en un archivo de texto.

Estos datos son cargados en MATLAB donde se transforman a valores decimales y se grafican. La Fig. 2 muestra la gráfica de la fuente original y la Fig. 3 muestra la gráfica de la señal recuperada.

Se puede observar que en la señal recuperada (Fig. 3) la forma de la función campana se mantiene con una varianza (o ancho de la función campana) mayor a la original. Además, presenta un desplazamiento de 20 ms con respecto de la fuente original. Este desplazamiento obedece al paso de las señales del EEG por el filtro FIR.

La amplitud de la señal se ve ligeramente reducida debido a efectos como el redondeo de la señal por parte de la implementación, ya que como se mencionó, los números con valores decimales no se representan de la misma forma de cómo se hace en sistemas más robustos. Por esta razón se presenta un pequeño error por redondeo de los números.

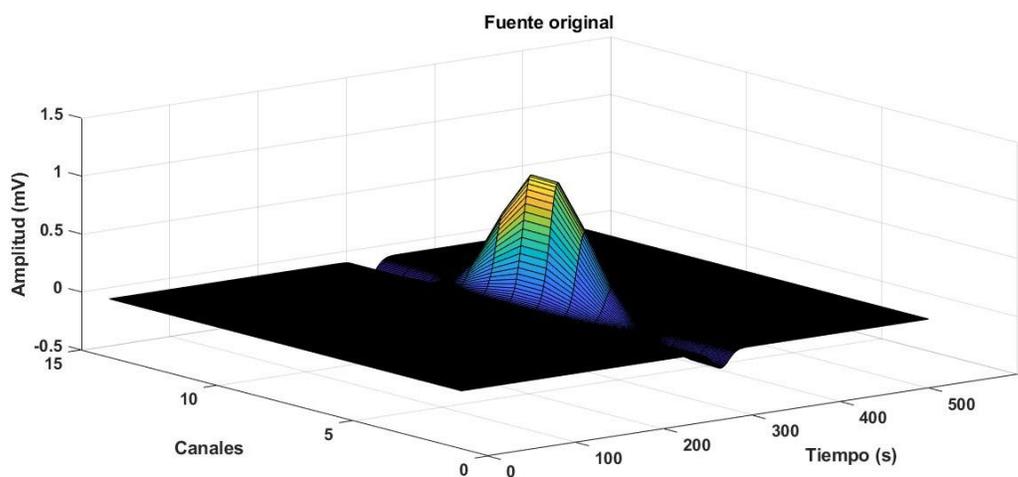


Fig. 2. Gráfica de la fuente original. Se aprecia la forma de la función campana

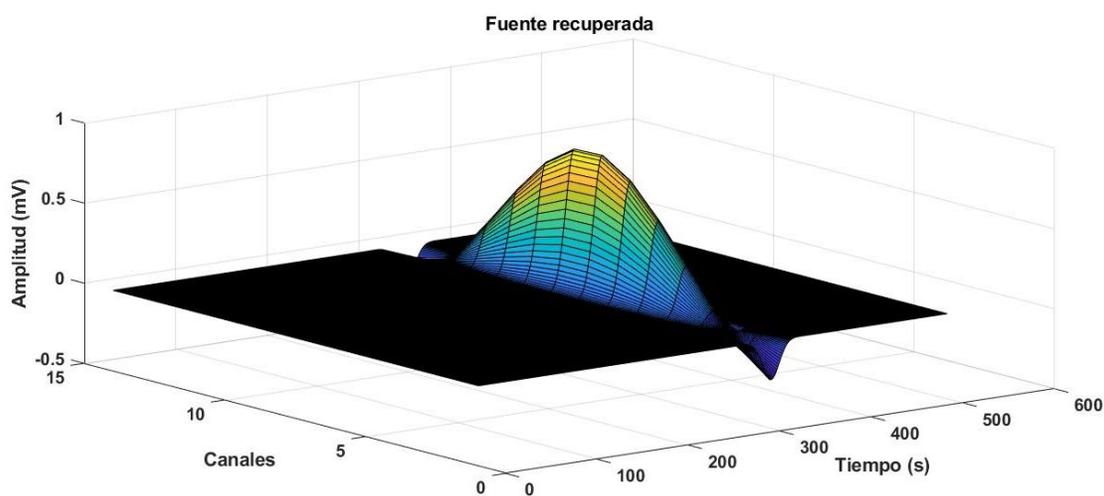


Fig. 3. Gráfica de la fuente recuperada. Se aprecia un cambio en la forma de la función campana y un desplazamiento en el tiempo de 20 ms.

4. CONCLUSIONES

En este trabajo se presentó un algoritmo implementado en VHDL para la recuperación de fuentes corticales. Dicho algoritmo se validó con una fuente creada sintéticamente y con señales EEG sintéticas generadas a partir de esta fuente. Se ve así que se pudo recuperar la fuente con algunas variaciones y desplazamientos. Sin embargo, el algoritmo propuesto cumple con el objetivo de hacer una identificación de la forma y ubicación de fuentes a partir de registros EEG.

Como implementación futura, se pretende utilizar una interfaz gráfica para que el archivo de texto sea guardado en una memoria SD/microSD, la cual pueda ser leída con ayuda de un microcontrolador que enviaría a su vez los datos del registro al FPGA. Los datos procesados con el ARF se guardarían en un archivo de texto, empleando nuevamente el microcontrolador para este fin.

5. REFERENCIAS

- [1] Megiddo I., Colson A., Chisholm D., Dua T., Nandi A., and Laxminarayan R., “Health and economic benefits of public financing of epilepsy treatment in India: An agent-based simulation model”. *Epilepsia*, (2016).
- [2] Guyton A. C., [Tratado de Fisiología Médica], Ed. Elsevier, Barcelona, Cap. 59. (2012)
- [3] Sitthinamsuwan B, Usui N, Tottori T, Terada K, Kondo A, Matsuda K, Baba K, Inoue Y., “Seizures with tonic posturing: Semiologic difference between supplementary sensorimotor area (SSMA) origin and extra-SSMA origin”. *Epilepsia*, 57(2) e 39–e44, (2016).
- [4] Bradley A, Yao J, Dewald J, Richter C. P., “Evaluation of electroencephalography source localization algorithms with multiple cortical sources”, *PLoS ONE*, 11 (1) e 0147266, (2016).
- [5] Pascual-Marqui R., “Review of methods for solving the EEG inverse problem”, *IJBEM*, 1 (1) 75-86, (1999).
- [6] Fraguela A, Oliveros J, Morín M, Cervantes L., “Inverse electroencephalography for cortical sources”, *Applied Numerical Mathematics*, 55 (1) 191-203, (2005).
- [7] Oliveros J, Morín M, Conde J and Fraguela A. “A regularization strategy for the inverse problem of identification of bioelectrical sources for the case of concentric spheres”, *Far east journal of applied mathematics*, 77(1), 1-20, (2013)
- [8] Oliveros J, Morín M, Aquino F and Fraguela A. “Analysis of the inverse electroencephalographic problem for volumetric dipolar sources using a simplification”, *Revista Mexicana de ingeniería biomédica*, 35(2), 115-124, (2014).

LA INGESTIÓN DE GLICINAMIDA POR UN PERIODO PROLONGADO ELEVA EL UMBRAL AL DOLOR EN LA RATA

Porfirio Gómora Arrati, Lucia E. Domínguez Rodríguez, Sofía Toribio López, Oscar González Flores.

Centro de Investigación en Reproducción Animal. CINVESTAV-Panotla-Universidad Autónoma de Tlaxcala. gomora09@yahoo.com.mx

RESUMEN

La glicinamida administrada por vía intraperitoneal o ingerida por ratas privadas de agua durante 24 horas aumenta el umbral del dolor, lo que sugiere que este fármaco induce la antinocicepción. Pero no sabemos si su ingestión crónica es antinociceptiva. Las ratas ovariectomizadas ingirieron una solución de azúcar al 10% con glicinamida (0, 50, 100 y 200 mg / 5 ml) durante siete días y evaluaron el umbral de vocalización a descarga eléctrica (VTTS) a la cola de la rata en libre movimiento, en días 1, 2, 4, 7, 8 y 10 días. La glicinamida aumentó significativamente ($p < 0.05$) VTTS a un máximo de 30% el día siete en comparación con VTTS de ratas que solo ingirieron la solución de azúcar. Desde el día 8, el VTTS es menor hasta el día 10. Los datos muestran que la glicinamida se puede ingerir de forma crónica para reducir el proceso de dolor.

Palabras claves: dolor crónico, glicinamida, glicina

ABSTRACT

Glycinamide administered intraperitoneally or ingested by water-deprived rats for 24 hours raises the pain threshold, suggesting that this drug induces antinociception. But, we do not know if its chronic ingestion is antinociceptive. The ovariectomized rats ingested a 10% sugar solution with glycinamide (0, 50, 100 and 200 mg / 5 ml) for seven days and evaluated the threshold of vocalization to electric shock (VTTS) to the tail of the rat in free movement, on days 1, 2, 4, 7, 8 and 10 days. Glycinamide increased significantly ($p < 0.05$) VTTS to a maximum of 30% on day seven compared to VTTS of rats that only ingested the sugar solution. From day 8, the VTTS is lower until day 10. The data show that glycinamide can be ingested chronically to reduce the pain process.

Key words: chronic pain, glycinamide, glycine

1. INTRODUCCIÓN

La búsqueda de analgésicos que calmen el dolor sin efectos colaterales siempre ha sido un problema, ya que no hay un analgésico el cual solo alivie el dolor sin causar otros problemas de salud. Sin embargo, el organismo tiene sus propios analgésicos como la glicina. Un amino

ácido que tiene propiedades antinociceptivas. Beyer y col., (1985) reportaron que, al bloquear los receptores de glicina por la administración de estricnina, un antagonista de glicina, resulto que las ratas respondieron con una alta sensibilidad a los estímulos dolorosos y no dolorosos. Lim y Lee (2010) confirmaron estos datos en el ratón. Esta alta sensibilidad dolorosa observada en las ratas fue reducida en otro experimento en el que se administró glicina y otros aminoácidos de estructura química similar, que se unen al receptor de glicina (Beyer y col., 1988). Estos datos mostraron que glicina podría ser utilizado como un analgésico (Lynch y Callister, 2006). Pero, glicina penetra al cerebro pobremente y se requiere de administrar dosis elevadas (Laftha y Toth, 1961). Una alternativa es utilizar compuestos que al ser administrados puedan elevar los niveles endógenos de glicina al administrar precursores de glicina como la glicinamida que entra rápidamente al cerebro y se convierte en glicina (Jansen y col., 1988; Semba y Pastalos, 1993; Semba y col., 1991). Así, se ha reportado que la administración sistémica de glicinamida aumenta el umbral al dolor en la rata en libre movimiento y en restricción (Beyer y cols., 2013). Lo cual indica que puede ser un analgésico en el tratamiento del dolor. Por lo general, los analgésicos son de uso oral. Así que, los autores decidieron estudiar ¿si la ingestión de glicinamida produce analgesia? Ellos utilizaron el modelo de la rata privada de agua por 24 horas y luego le dieron a tomar la glicinamida disuelta en agua, sus resultados muestran que las ratas tuvieron un alto umbral a los estímulos dolorosos desde los 10 minutos después de la ingestión llegando al máximo de 60 a 90 minutos posteriores a la ingestión, ciento veinte minutos después decae y se mantiene por 4 horas (Beyer y col., 2013). Estos datos indican que la glicinamida tiene un efecto agudo tanto por la administración sistémica como por la ingestión. Ahora suponemos que la ingestión crónica de glicinamida puede tener un efecto antinociceptivo, de manera que pueda ser utilizado en el tratamiento del dolor crónico. Por lo que, en el presente trabajo estudiamos si la ingestión crónica de la glicinamida disuelta en una solución azucarada al 10% produce antinocicepcion en la rata en libre movimiento.

2. MATERIAL Y MÉTODO

Se utilizaron ratas hembras (200-250 gramos) del bioterio del laboratorio Tlaxcala del CINVESTAV. Todas mantenidas en un ciclo de luz de 14 horas y 10 de oscuridad. La luz se enciende a las ocho de la noche y se apaga a las 10 de mañana. El agua y el alimento están disponibles las 24 horas del día. El bioterio es mantenido con humedad del 60% y temperatura constante 23°C más 1 y menos 1°C.

2.1 Ovariectomía

A las ratas hembras se les extirparon los ovarios bajo anestesia con una mezcla de ketamina 50 mg/kg y Xilacina 4 mg/kg, la rata anestesiada se colocó sobre una mesa de cirugía con la región ventral hacia arriba. Entonces se cortó la piel, luego el musculo de la región ventral, se localizó un cuerno uterino para llegar al ovario el cual se ligó y se cortó con unas tijeras. Se repitió el mismo proceso quirúrgico con el otro cuerno uterino. Luego se procedió a suturar tanto el musculo como la piel con catgut. Se desinfecto la herida y se inyectó por vía intramuscular una dosis de antibiótico para evitar una posible infección. Con el propósito de que los datos no sean afectados por los cambios hormonales del ciclo estral de la rata se hizo la ovariectomía.

2.2 Entrenamiento de la ingesta de solución azucarada al 10%

Una semana después de la cirugía las ratas fueron llevadas al cuarto de experimentación para entrenarlas a tomar una solución de agua con azúcar al 10%. Las ratas fueron colocadas en una jaula individual (32X20X18 cm) de acrílico transparente con tapa de reja y diez minutos después se abrió hacia atrás y se acercó una jeringa de 5 ml (sin la aguja) con el agua azucarada luego de unos minutos la rata se acercó a explorar la jeringa y detectó el agua azucarada después de unos 30 minutos la rata empezó a lamer la punta de la jeringa, esta conducta la hizo en varias ocasiones hasta que finalmente se terminó el contenido de la jeringa. Este proceso de aprendizaje se repitió por tres o cuatro días (Domínguez-Rodríguez, 2014. Disertación de tesis de licenciatura).

2.3 EXPERIMENTO 1. efecto antinociceptivo de la ingestión una vez al día de glicinamida sobre el umbral de vocalización al choque eléctrico en la rata en libre movimiento.

2.4 Registro del umbral de vocalización

Una semana después del entrenamiento de la ingestión de la solución azucarada al 10%, las ratas fueron llevadas al cuarto de experimentación y se colocaron en una jaula redonda de acrílico transparente de 50 cm de diámetro por 40 cm de alto. Al minuto cinco se les fijó un par de electrodos en la base de la cola. Los electrodos están conectados a un estimulador de corriente de DC. Y se les aplicaron pulsos cuadrados de 60 Hz y 300 milisegundos de duración con intensidad creciente cada 100 μ A hasta que la rata emitió una vocalización audible. Luego de bajo la intensidad del choque eléctrico en el mismo orden decreciente hasta que la rata no vocalizó. Este proceso de registro se repitió por tres ocasiones para obtener 3 valores de vocalización de la rata, los cuales se promediaron para obtener el umbral de vocalización (UVCE) basal (5) González-Mariscal y cols., 1992). De inmediato se retiró la rata y se colocó en la jaula individual para que tomara la glicinamida (0, 50, 100 o 200 mg/5 ml en la solución azucarada al 10%). Al día siguiente, a las ratas se les registró el UVCE con el mismo proceso y los días 4, 7, 8 y 10 del experimento. La ingestión de glicinamida se les dio diario a las ratas hasta el día 7.

2.5 EXPERIMENTO 2. efecto antinociceptivo de la ingestión dos veces al día de la glicinamida sobre el umbral de vocalización en la rata en libre movimiento.

Con la idea de ver si la ingestión crónica dos veces al día aumenta el UVCE en la rata en libre movimiento. Se repitió el mismo experimento que el anterior, pero en este caso las ratas ingirieron la glicinamida dos veces al día (una en la mañana y otra en la tarde).

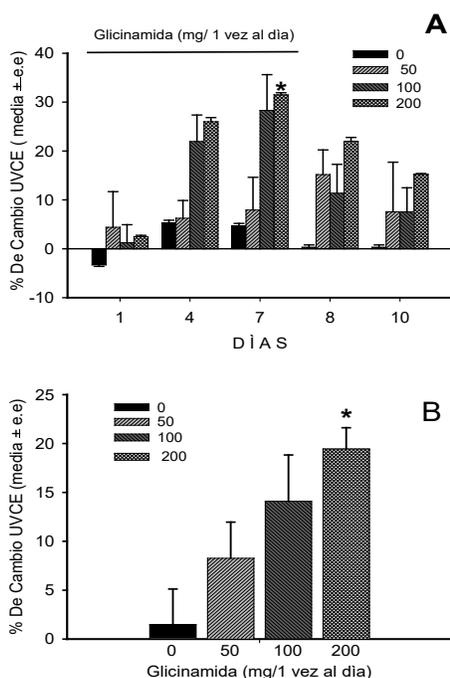
2.6 Análisis estadístico

Los valores del UVCE de los días 2, 4, 7, 8 y 10 se calcularon como porcentaje de cambio en base al UVCE basal (día 1) y fueron analizados con una prueba de análisis de varianza de datos no paramétricos de Kruskal-Wallis, para datos pareados se analizaron con una U de Mann-Whitney, considerando una probabilidad significativa de $p < 0.05$.

3. RESULTADOS

La figura 1A muestra el efecto de la ingestión una vez al día de la glicinamida sobre el UVCE. El análisis de varianza de rangos fue hecho con la prueba de Friedman, la cual reveló que la ingestión crónica de la glicinamida tuvo un efecto antinociceptivo ($F=28.9$, grados de libertad 3, $p<0.001$). El análisis de varianza de rangos de una vía con la prueba de Kruskal-Wallis, mostro que la ingestión crónica de glicinamida produjo un efecto significativamente ($KW=10.7$, $GL=3$, $p<0.001$) antinociceptivo solo el día 7 del experimento. En comparación con las ratas que ingirieron solo la solución de sacarosa, las ratas que ingirieron crónicamente la dosis alta (200 mg / 5 ml) de glicinamida, mostraron un alto UVCE (30%) significativamente ($U= 5.5$, $p<0.05$) el día siete. El cual decae del día 8 al 10. Las ratas que ingirieron la dosis de 100 mg / 5 ml, también mostraron un significativo efecto ($U= 13.3$, $p<0.05$) el día 7 decayendo desde el día 8 hasta el día diez. Mientras que, las ratas que ingirieron la dosis baja (50 mg/ 5 ml) de glicinamida solo mostraron un ligero efecto antinociceptivo, que no fue estadísticamente significativo. Siendo la dosis de 200 mg/ 5ml, la más efectiva en producir antinocicepcion que las dosis media y baja de la glicinamida ingerida crónicamente.

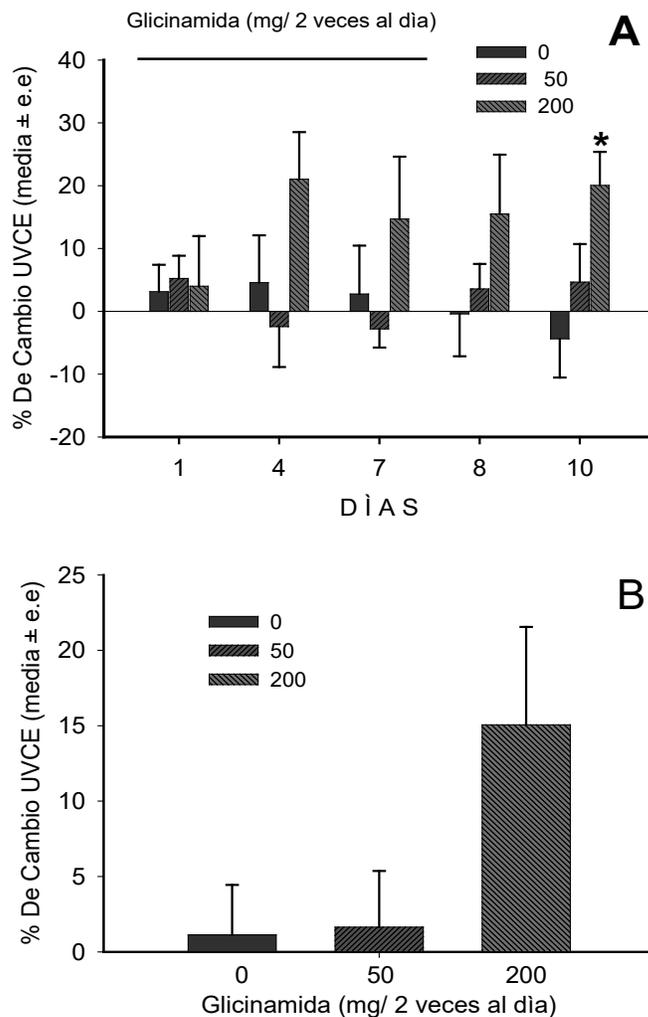
La figura 1B muestra el área bajo la curva que representa el efecto antinociceptivo total de la ingestión crónica de la glicinamida. El análisis de rangos de una vía con la Kruskal-Wallis reveló que la ingestión crónica de la glicinamida produjo un efecto antinociceptivo estadísticamente significativo ($KW=9.8$, grados de libertad 2, $p<0.05$). En comparación con la ingestión de la solución azucarada, ingestión de glicinamida crónica de la dosis media 100 mg/ 5 ml y alta de 200 mg / 5 ml indujo potente antinocicepcion durante el periodo de 7 días del experimento.



La figura 1A muestra el efecto de la ingestión una vez al día de la glicinamida sobre el UVCE. La figura 1B muestra el área bajo la curva que representa el efecto antinociceptivo total de la ingestión crónica. $*=p<0.05$, solución azúcar vs glicinamida 200 mg/5.

La figura 2A muestra el efecto de la ingestión dos veces al día de la glicinamida sobre el UVCE. El análisis con la prueba de Friedman de rangos de dos vías no mostro ningún efecto antinociceptivo durante la ingestión crónica de la glicinamida. Mientras que, el análisis con la prueba de Kruskal-Wallis mostró que la ingestión crónica de glicinamida dos veces por día produjo un efecto antinociceptivo significativo (KW=5.9, GL=2, $p<0.05$) el día 10. En comparación con las ratas que ingirieron crónicamente la solución de sacarosa por dos veces al día, las que ingirieron, la dosis alta (200 mg / 5 ml) de glicinamida se observó significativamente ($U=7.0$, $p<0.05$) alto UVCE de 22% el día 10. Tres días después de interrumpir el tratamiento. La ingestión de la dosis baja de glicinamida mostró un ligero efecto antinociceptivo similar al de las ratas que solo ingirieron la solución de sacarosa.

La figura 2B muestra el análisis de área bajo la curva que representa el efecto antinociceptivo total de la ingestión de glicinamida. El análisis de rangos de Kruskal-Wallis de una vía mostro que no hay un efecto antinociceptivo durante la ingestión crónica dos veces al día de la glicinamida.



La figura 2A muestra el efecto de la ingestión dos veces al día de la glicinamida sobre el UVCE. La figura 2B muestra el análisis de área bajo la curva que representa el efecto antinociceptivo total de la ingestión de glicinamida. *= $p<0.05$, control vs glicinamida 200 mg / 5 ml.

5. CONCLUSIÓN

Los datos del presente estudio muestran que la ingestión crónica una vez al día de la glicinamida una vez al día, produce un efecto antinociceptivo desde el día 4 hasta el 8, que no es observado en las ratas que ingieren la glicinamida crónica dos veces al día. Parece que la doble ingestión al aumentar la dosis de glicinamida resulta en una acción de tipo inhibitorio. Como si los receptores de glicina fueran saturados, resultando en una falta de efecto de la glicinamida. Sin embargo, los datos indican que la glicinamida puede ser ingerida en la solución de sacarosa al 10 %. Además, de que la ingestión crónica de la glicinamida puede ser de utilidad para disminuir el proceso del dolor crónico.

6. REFERENCIAS

- [1] Beyer C, Roberts LA, Komisaruk BR. Hyperalgesia induced by altered glycinergic activity at the spinal cord. *Life Sci* 1985; 37:875–82.
- [2] Beyer C, Banas C, Gómora P, Komisaruk BR. Prevention of the convulsant and hyperalgesic action of strychnine by intrathecal glycine and related amino acids. *Pharmacol Biochem Behav* 1988; 29:73–8.
- [3] Beyer C, B.K. Komisaruk b, O. González-Flores a, P. Gómora-Arrati Glycinamide, a glycine pro-drug, induces antinociception by intraperitoneal or oral ingestion in ovariectomized rats *Life Sciences* 2013; 92: 576–581
- [4] Doheny M, Nagaki S, Patsalos PN. A microdialysis study of glycinamide, glycine and other amino acid neurotransmitters in rat frontal cortex and hippocampus after the administration of milacemide, a glycine pro-drug. *Naunyn Schmiedebergs Arch Pharmacol* 1996; 354:157–63.
- [5] Domínguez-Rodríguez L. El azúcar y el chocolate como vehículos en la administración oral de glicinamida en la rata. 2014, Tesis de licenciatura.
- [6] González-Mariscal G, Gómora P, Caba M, Beyer C. Copulatory analgesia in male rats ensues from arousal, motor activity, and genital stimulation: blockage by manipulation and restraint. *Physiol Behav* 1992; 51:775–81.
- [7] Janssens de Varebeke P, Cavalier R, David-Remacle M, Youdim MB. Formation of the neurotransmitter glycine from the anticonvulsant milacemide is mediated by brain monoamine oxidase B. *J Neurochem* 1988; 50:1011–6.
- [8] Lajtha A, Toth J. The brain barrier system–II. Uptake and transport of amino acids by the brain. *J Neurochem* 1961; 8:216–25.
- [9] Lim ES, Lee IO. Effect of intrathecal glycine and related amino acids on the allodynia and hyperalgesic action of strychnine or bicuculline in mice. *Korean J Anesthesiol* 2010; 58:76–86.
- [10] Lynch JW, Callister RJ. Glycine receptors: a new therapeutic target in pain pathways. *Curr Opin Investig Drugs* 2006; 7:48–53.
- [11] Semba J, Patsalos PN. Milacemide effects on the temporal inter-relationship of amino acids and monoamine metabolites in rat cerebrospinal fluid. *Eur J Pharmacol* 1993; 230:321–6.

- [12] Semba J, Ratnaraj N, Patsalos PN. Simple and rapid micro-analytical procedures for the estimation of milacemide and its metabolite glycinamide in rat plasma and cerebrospinal fluid by high-performance liquid chromatography. *J Chromatogr* 1991; 565:357–62.

ASOCIACIÓN NEGATIVA ENTRE *DEMODEX* Y FERNING EN APOYO AL DIAGNÓSTICO DE OJO SECO

Neftalí Trinidad González^{a,b}, Oscar Antonio Ramos Montes^a, Pedro Navarro Luna^a, Javier Alonso Trujillo^c, Alicia Vázquez Mendoza^a

^aCarrera de Optometría: Centro de Diagnóstico de Alteraciones de Superficie Ocular. Facultad de Estudios Superiores Iztacala. UNAM. neftoo_blaike@hotmail.com

^bPrograma de Inducción a la Investigación en Optometría (PIIO's)

^cCarrera de Enfermería. Facultad de Estudios Superiores Iztacala. UNAM

RESUMEN

Ojo Seco (OS) es una enfermedad inflamatoria de la superficie ocular de origen multifactorial. La prevalencia mundial oscila entre el 5% y el 35%, en México es considerado un problema de salud pública, ya que afecta la calidad de vida de los pacientes. Estudios recientes mencionan que la demodocosis se ha asociado con el desarrollo o agravamiento de OS. **Objetivo:** Asociar la presencia de *Demodex* con alteración en el patrón de ferning en apoyo al diagnóstico de Ojo Seco en los pacientes que acuden a la clínica de optometría de la FESI. **Metodología:** Se evaluó ferning y demodocosis a 149 adultos. Se recolectaron 2 µl de lágrima y se dejaron secar. El patrón de ferning se observó usando un microscopio óptico y se clasificó de acuerdo con el criterio de Rolando. La demodocosis se diagnosticó cuantificando el número de parásitos en 10 pestañas. **Resultados:** No existe asociación significativa entre Demodocosis y alteración en el patrón de ferning. Ni asociación significativa entre ser mujer y presentar infestación por *Demodex*, ni asociación entre ser mujer y presentar alteración o deficiencia lagrimal. La regresión logística binaria mostró que no existe asociación entre alteración del patrón lagrimal entre ambos ojos y los diversos grupos etarios observados en este estudio. Sin embargo, se observó asociación significativa entre alteración del patrón de ferning en ojo derecho (OD) y deficiencia lagrimal en ojo izquierdo (OI), es decir, cuando existe deficiencia lagrimal en OD también existe en OI. Aquellas personas que presenten deficiencia lagrimal en OD, tienen 3.6 veces más probabilidades de presentar deficiencia lagrimal en OI, comparadas con aquellas personas que no presentan dicho signo. **Conclusión:** Hay una relación directa entre el patrón de ferning encontrado en ojo derecho e izquierdo. No existe asociación directa entre la alteración de ferning e infestación por *Demodex*.

Palabras clave: ojo seco, inflamación, demodocosis, ferning, superficie ocular

ABSTRAC

Dry Eye (DE) is an inflammatory disease of the ocular surface of multifactorial origin. The world prevalence ranges between 5% and 35%, in Mexico it is considered a public health problem, since it affects the quality of life of patients. Recent studies mention that demodocosis has been associated with the development or aggravation of DE. **Objective:** To associate the presence of *Demodex* with alteration in the pattern of ferning in support of

the diagnosis of Dry Eye in patients who attend the FESI optometry clinic. **Methodology:** 149 adults were evaluated for ferning and demodecosis. 2 μ l of tear was collected and allowed to dry. The ferning pattern was observed using an optical microscope and classified according to Rolando's criteria. The demodecosis was diagnosed by quantifying the number of parasites in 10 tabs. **Results:** There is no significant association between Demodecosis and alteration in the ferning pattern. No significant association between being a woman and having an infestation by *Demodex*, or an association between being a woman and presenting with alteration or lacrimal deficiency. The binary logistic regression showed that there is no association between alteration of the lacrimal pattern between both eyes and the different age groups observed in this study. However, a significant association was observed between alteration of the ferning pattern in the right eye (RE) and lacrimal deficiency in the left eye (LE), that is, when there is tear deficiency in RE, it also exists in OI. Those people with tear deficiency in RE are 3.6 times more likely to present tear deficiency in LE, compared with those who do not present this sign. **Conclusion:** There is a direct relationship between the ferning pattern found in the right and left eye. There is no direct association between the alteration of ferning and infestation by *Demodex*.

Key words: dry eye, inflammation, demodecosis, ferning, ocular surface

1. INTRODUCCIÓN

Ojo Seco (OS) es una enfermedad de origen multifactorial de la superficie ocular, caracterizada por pérdida de la homeostasis de la película lagrimal y que va acompañada de síntomas oculares, en la que la inestabilidad e hiperosmolaridad de la superficie ocular, la inflamación, el daño de la superficie ocular y las anomalías neurosensoriales desempeñan papeles etiológicos. [1]

La prevalencia mundial oscila entre el 5% y el 35%. En México OS es considerado un problema de salud pública, ya que afecta la calidad de vida y el desarrollo personal de los pacientes. Estudios recientes han reportado que el uso continuo de aparatos electrónicos o actividades como bordar o leer, son factores predisponentes para el desarrollo y/o agravamiento de esta patología. Por otro lado, algunos autores mencionan que la infestación por el acaro *Demodex*, en particular las especies *D. folliculorum* y *D. brevis*, los cuales habitan en los folículos de las pestañas y las glándulas de Meibomio respectivamente, han sido asociados con: blefaritis, rosácea, alergia y disfunción de las glándulas de Meibomio. Sin embargo, se desconoce si esta parasitosis puede alterar el patrón de arborización de mucinas y contribuir con el agravamiento del OS.

2. TEORÍA

El diagnóstico de Ojo Seco solo puede ser dado por un profesional de la salud ocular (optometrista u oftalmólogo), después de una anamnesis completa y tras realizar varios test lagrimales que muestren alteraciones funcionales de la unidad funcional lagrimal o de la lágrima. [2]

Generalmente el diagnóstico de Ojo Seco se basa en el desarrollo de dos pasos, la recopilación de datos a partir de las manifestaciones que el paciente refiere, con cuestionarios que indagan sobre diferentes aspectos tales como: la edad, género, síntomas y factores predisponentes. Los cuestionarios más utilizados son: Mc Monnies, El cuestionario de ojo seco (DEQ) de Begley, The Canada Dry Eye Epidemiology Study (CANDEES), el cuestionario para el diagnóstico de ojo seco de Donate y el Índice de enfermedad de la superficie ocular (OSDI) este último es el más utilizado en estudios epidemiológicos. [3, 4, 5] Aun cuando los cuestionarios aportan información relevante que contribuyen al diagnóstico de ojo seco, estos instrumentos son considerados subjetivos, es por ello que se requiere de pruebas objetivas que apoyen el diagnóstico, entre las cuales se encuentran: Schirmer I, Tiempo de la Ruptura de la película lagrimal (BUT), medida del menisco lagrimal, tinción de rosa de Bengala, Fluoresceína, Verde lisamina, osmolaridad de la lágrima, citología de impresión, test rojo fenol, Ferning e identificación de infestación por *Demodex*. [2, 6, 7, 8, 9, 10, 11]

Fano, Ghislandi y Rodríguez mencionan que las pruebas de Schirmer I y BUT se han utilizado como pruebas de oro para el diagnóstico de OS. [5, 7, 12] Sin embargo, Masmali refiere que el diagnóstico de OS no se puede hacer solo por los síntomas y una sola prueba, pues algunos de estos síntomas pueden ser causados por otras condiciones y no hay una sola prueba de función de lágrima en la clínica que puede dar un diagnóstico definitivo del OS. Las pruebas actuales son numerosas y varían ampliamente en su especificidad y sensibilidad. Varias pruebas se usan a menudo combinando la evaluación de la estabilidad de la película lagrimal midiendo el tiempo de ruptura de la película lagrimal (BUT), la evaluación de volumen lagrimal usando el test de Schirmer y la prueba del hijo rojo fenol junto con la medición del menisco lagrimal, evaluando la desecación y alteración de la córnea mediante el uso de tinciones como: rosa de Bengala o fluoresceína. [8]

La pobre correlación que se ha informado entre los signos clínicos y síntomas de OS, significa que hay a menudo falta de confianza en el diagnóstico de esta patología, el cual puede tener un efecto directo en la selección del tratamiento adecuado para el paciente. Esta es probablemente una consecuencia del limitado número de pruebas válidas disponibles para los optometristas y oftalmólogos para el diagnóstico de esta enfermedad. Es posible que el patrón de Ferning de la lágrima pueda ayudar con esto, ya que los síntomas pueden estar relacionados con la osmolaridad de la lágrima y el patrón de Ferning puede describirlo. [8]

La prueba de Ferning se basa en la capacidad que tiene la porción mucínica de la película lagrimal para cristalizar con un patrón arborizado. Tabbara y Okumoto fueron los primeros que asociaron la falta de cristalización a enfermedades de la superficie ocular que cursaban con una disminución del número de células caliciformes. [13] Ellos fueron los primeros en llamar a esta prueba como “prueba del ferning de la mucosa ocular”. Sin embargo, fue Rolando quien la denominó con el nombre de “prueba de Ferning del moco lagrimal” (esta terminología sugirió un vínculo entre el patrón de Ferning y las mucinas oculares) además, esta prueba permite identificar y clasificar los distintos patrones en cuatro categorías, dependiendo del tipo de arborización observada (tipos I-IV). [8, 11, 14, 15, 16]

El patrón tipo I muestra estructuras uniformes sin espacios entre los helechos. En el patrón tipo II, comienzan a aparecer pequeños espacios entre los helechos. Grandes espacios con pobres ramificaciones están presentes en el Ferning tipo III mientras que en el tipo IV, el fenómeno de helecho está ausente. Cabe destacar que los patrones tipo I y II se consideran normales y los tipos III y IV son indicativos de OS. [11, 15]

Masmali, demostró que la prueba Ferning tiene buena repetibilidad y que el uso de la escala de calificación del patrón en helecho produce resultados consistentes. Estos resultados apoyan a la prueba y sugieren que tiene un uso potencial en la clínica e investigación. Como parte de un examen de rutina de película lagrimal, la prueba de Ferning es un método útil y rápido para evaluar la integridad de la película lagrimal particularmente la porción mucínica y una instrumentación mínima lo convierte en una prueba clínica plausible. [11, 14]

Por otro lado, una combinación de la prueba de Ferning con otras pruebas para evaluar la película lagrimal en la clínica puede proporcionar una evaluación objetiva de la película lagrimal y apoyar el diagnóstico de ojo seco, con el objetivo de brindar un mejor tratamiento. [8]

Para hacer una evaluación integral de la superficie ocular es necesario realizar una prueba en donde evaluemos las pestañas y párpados, pues estas estructuras anatómicas forman parte de la Unidad Funcional Lagrimal (UFL) y la mayoría de los autores se olvidan de evaluarlas; la afección patológica de estas estructuras se denomina “blefaritis posterior”, la cual ocupa la primera causa inflamatoria de ojo seco y provoca la afectación de la capa lipídica, lo que favorece la evaporación e hiperosmolaridad de la lágrima (mecanismo principal de la fisiopatología del OS). [7, 17]

La etiología infecciosa de la blefaritis se atribuye principalmente a bacterias del tipo estafilocócico, mientras que el origen viral, fúngico y parasitológico ha sido escasamente descrito. Entre estos últimos destaca la infestación por *Demodex*. [18, 19, 20, 21] Aunque se ha demostrado la presencia del ácaro en pacientes con blefaritis, disfunción de glándulas de Meibomio y chalazión, su rol patogénico permanece incierto, debido a que el parásito también ha sido encontrado en poblaciones sin patologías oculares con mayor frecuencia en personas mayores de 70 años. [22]

El índice de infestación por *Demodex spp* (IID) en pacientes sanos y en aquellos que presenten alguna patología ocular palpebral como blefaritis crónica, conjuntivitis crónica, chalazión u otra, se realiza mediante la extracción de un número de pestañas (determinado por el investigador) de ambos ojos, empleando para ello pinzas comunes. El índice de infestación se calcula mediante la aplicación de la fórmula:

$$\text{IID} = \frac{\text{Número de } \textit{Demodex spp}}{\text{Número de pestañas}}$$

En caso de que el índice de infestación; es decir que el número de ácaros por pestaña (a/p) fuese mayor a 0,5, se interpreta como una sobre población de ácaros. [23, 24]

Rivera y López-Ponce reportan que este método utilizado resulta apropiado para realizar el diagnóstico de *D. folliculorum*, ya que es un método de diagnóstico sencillo, rápido, seguro y económico tanto para el paciente, como para el profesional especializado en la detección de *Demodex spp.* Finalmente, indican que es un examen que debiese realizarse de rutina en pacientes con las patologías oculares mencionadas y que no responden a tratamiento. [23, 24]

Así que podemos inferir que tanto la prueba de Ferning como la prueba para determinar el índice de infestación por *Demodex* son métodos de diagnósticos novedosos, sencillos, rápidos, seguros, económicos y sobre todo fiables que nos permiten ofrecer un diagnóstico certero del OS y con ello el tratamiento adecuado para cada paciente.

3. PARTE EXPERIMENTAL

El trabajo fue un estudio prospectivo, transversal, comparativo y observacional. Las variables a estudiar fueron: el patrón de Ferning y la demodocosis. Dicho estudio se basó en la declaración de Helsinki. La población de estudio fueron 149 pacientes que acudieron a la Clínica de Optometría de la FES Iztacala. (Fig 1.)

Material utilizado:

- Micropipeta de 10 μ L
- Portaobjetos y cubreobjetos
- Solución salina
- Pinzas para depilar
- Cloruro de Benzalconio al 0.13%

Ferning:

- ✓ Se colectó 2 μ L (aproximado) de lágrima del menisco inferior con una micropipeta.
- ✓ Se dejó secar al aire en un portaobjetos durante 10 minutos.
- ✓ Se observó en microscopio óptico con una Mx de 10x y 40x.
- ✓ Se clasificó el patrón según el criterio de Rolando. (Fig 2. Tipo I, II, III y IV).
- ✓ Se emitió un diagnóstico de cada muestra.

Índice de infestación por Demodex:

- ✓ Se retiraron 10 pestañas (5 de OD y 5 de OI) al paciente y se colocaron sobre un portaobjetos.
- ✓ Se aplicó de una o dos gotas de solución fisiológica y se observó en el microscopio a 10x.
- ✓ Se cuantificó el número de parásitos en las pestañas retiradas. (Fig 3.)
- ✓ Se calculó el índice de infestación por *Demodex*
- ✓ Se emitió un diagnóstico de cada muestra.

Resultados

Tras la evaluación de 149 pacientes que asistieron a la clínica de optometría, se encontró que no existe asociación significativa entre la presencia de Demodocosis y la alteración

entre el patrón de Ferning en el ojo derecho (OD) ($p= 0.238$), ni en el ojo izquierdo (OI) ($p= 0.647$). (Gráfica 1) Tampoco existe asociación significativa entre ser mujer y presentar



Fig. 1.-Toma de las pruebas Ferning y *Demodex*.

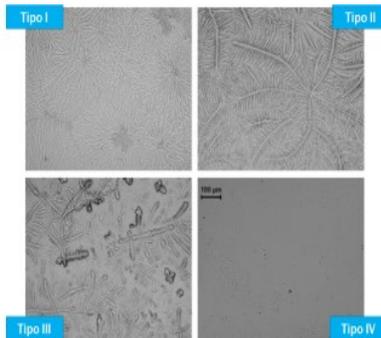


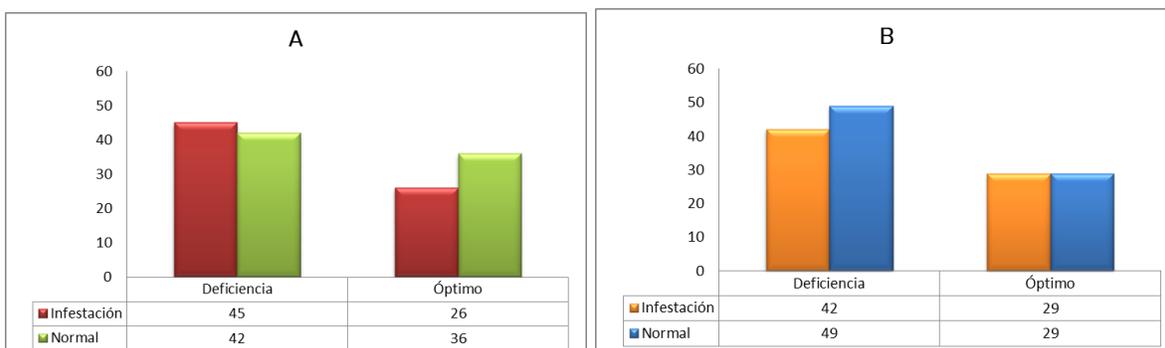
Fig. 2.- Clasificación de los patrones de Ferning según Rolando.



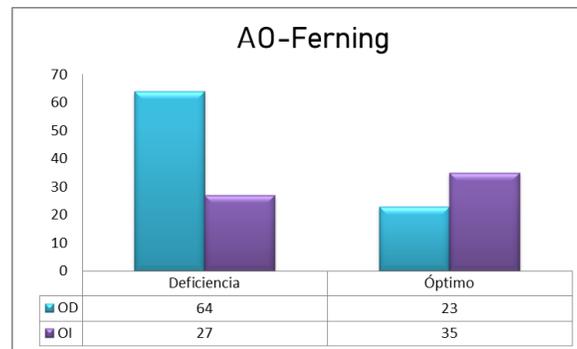
Fig. 3.- Presencia de *Demodex* en pestañas.

infestación por *Demodex* ($p= 0.830$), ni asociación entre ser mujer y presentar alteración o deficiencia lagrimal en el ojo derecho ($p=0.188$) y en el ojo izquierdo ($p=0.624$). La regresión logística binaria mostró que no existe asociación entre alteración del patrón lagrimal en ojo derecho y ojo izquierdo y los diversos grupos etarios observados en este estudio.

Se observa asociación significativa entre alteración del patrón de Ferning en ojo derecho y deficiencia lagrimal en ojo izquierdo ($p= 0.000$), es decir, cuando existe deficiencia lagrimal en OD también existe en OI (Gráfica 2). Aquellas personas que presenten deficiencia lagrimal en OD, tienen 3.6 veces más probabilidades de presentar deficiencia lagrimal en OI, comparadas con aquellas personas que no presentan dicho signo.



Gráfica.1.- Asociación entre la Demodocosis y el patrón de Ferning en Ojo Derecho [A]($p= 0.238$), y el Ojo Izquierdo [B]($p= 0.647$), en pacientes que acudieron al Centro de Diagnóstico de Alteraciones de Superficie Ocular de Septiembre-2016 a Mayo-2017, $n= 149$ (IBM SPSS Statistics y Microsoft Excel 2010).



Gráfica.2.- Asociación entre ambos ojos y el patrón de Ferning ($p= 0.000$) $n= 149$ (IBM SPSS Statistics y Microsoft Excel 2010).

4. CONCLUSIONES

1. El grupo etario de 21 a 40 años fue la población con mayor prevalencia de diagnóstico de ojo seco.
2. Hay una relación directa entre el patrón de Ferning encontrado en ojo derecho y ojo izquierdo.
3. No existe una asociación directa entre el patrón alterado de Ferning e infestación por Demódex.
4. Convendría aumentar el tamaño de la muestra para asegurar que las asociaciones encontradas sean constantes.

5. REFERENCIAS

- [1] International Dry Eye WorkShop (DEWS), 2007; 5(2).
- [2] Castillo Estepa, Adriana Paola; Mari Iguti, Aparecida, Síndrome de la visión del computador: diagnósticos asociados y sus causas, 2013; 11(2).
- [3] Garza-León, Manuel; Hernández-Quintela, Everardo; et al, Prevalencia de síntomas de enfermedad de la superficie ocular en pacientes que acuden a consulta oftalmológica, Gaceta medica de Mexico, 2017; 153(7): 769-774.
- [4] García-León; Manuel; Valencia-Garza, Miguel; et al, Prevalence of ocular surface disease symptoms and risk factors in group of university students in Monterrey, Mexico., Journal of ophthalmic inflammation and infection, 2016; 6(44): 1-7.
- [5] Rodríguez A., Martha F; Rojas B, Ángel, Utilidad del cuestionario de Donate en el diagnóstico de ojo seco, 2008; 10(47).
- [6] Llamosa, Luis Enrique; Jiame-Díaz, Jeimy Melissa; Rodríguez Renfigo-Rincón, Mariney, Fundamentos para una metodología de diagnóstico del ojo seco basado en la termografía infrarroja, 2016; 22(1).
- [7] Fano, Machín, Yey, Caracterización con pacientes con diagnóstico de Síndrome de Ojo Seco atendidos en el Policlínico "Mario Muñoz Monroy", 2015; 14(4).
- [8] Masmali, Ali M., Christine Purslow, and Paul J. Murphy, The tear ferning test: a simple clinical technique to evaluate the ocular tear film., Clinical and Experimental Optometry, 2014; 97(5): 399-406.

- [9] Masmali, Ali M., et al., Investigation of Ocular Tear Ferning in Controlled and Uncontrolled Diabetic Subjects., *Eye & contact lens*, 2017.
- [10] Versura, P., V. Profazio, and E. C. Campos., Performance of tear osmolarity compared to previous diagnostic tests for dry eye diseases., *Current eye research*, 2010; 35(7): 553-564.
- [11] Masmali, Ali M., et al., Repeatability and diurnal variation of tear ferning test., *Eye & contact lens*, 2015; 41(5): 262-267.
- [12] Ghislandi, Guilherme Mafra; Carriero Lima, Gina, Estudo comparativo entre o teste fenol vermelho e o teste de schirmer no diagnóstico da síndrome do olho seco, 2016; 75(6).
- [13] Tabbara KF, Okumoto M., Ocular ferning, *Ophthalmology*, 1982; 89(7): 712.
- [14] Bitton, Ety. , Tear Ferning: a Valuable tool in determining dry eye., *Ophthalmologist. Continuing Education*, 2007; 1: 32-35.
- [15] Horwath, Jutta, et al. , Ocular ferning test—effect of temperature and humidity on tear ferning patterns., *Ophthalmologica*, 2001; 215(2): 102-107.
- [16] Rolando, M., F. Baldi, and G. Calabria., Tear mucus crystallization in children with cystic fibrosis, *Ophthalmologica*, 1988; 197(4): 202-206.
- [17] Molina-Leyva, Ignacio; Molina-Leyva, Alejandro; Bueno-Cavanillas, Aurora, Efficacy of nutritional supplementation with omega-3 and omega-6 fatty acids in dry eye syndrome: a systematic review of randomized clinical trials, 2017.
- [18] Czepita D, Kuźna-Grygiel W, Czepita M, Grobelny A. , Demodex folliculorum and Demodex brevis as a cause of chronic marginal blepharitis., *Ann Acad Med Stetin*, 2007; 7: 53-63.
- [19] Laspina F, Samudio M, Arrúa M, Sanabria R, Fariña N, Carpinelli L, et al. , *Demodex spp.* in chronic blepharitis patients., *Rev Chil Infecto*, 2015; 32: 37-42.
- [20] Liu J, Sheha H, Tseng SC. , Pathogenic role of Demodex mites in blepharitis., *Curr Opin Allergy Clin Immunol*, 2010; 10: 505-510.
- [21] Anane S, Anane Touzri R, Malouche N, El Aich F, Beltaief O, Zhioua R, et al. , Which is the role of parasites and yeasts in the genesis of chronic blepharitis?, *Pathol Biol (Paris)*, 2007; 55: 323-327.
- [22] Wesolowska M, Knysz B, Reich A, Blazejewska D, Czarnecki M, Gladysz A, et al. , Prevalence of Demodex spp. in eyelash follicles in different populations., *Arch Med Sci.*, 2014; 10: 319-324.
- [23] López-Ponce, D., et al. , Alta prevalencia de infestación por *Demodex spp.* en pacientes con blefaritis posterior: correlación con edad y caspa cilíndrica., *Archivos de la Sociedad Española de Oftalmología*, 2017; 92(9): 412-418.
- [24] Rivera, Nancy, Priscila Molina, and Andrea Torres., Determinación de índice de infestación por Demodex spp, en pacientes con blefaritis crónica y en pacientes sin otra patología ocular, *Revista chilena de infectología* , 2013; 30(5): 494-501.
- [25] Fano Machín, Yey, Síndrome de visión de la computadora en trabajadores de dos bancos metropolitanos de un área de salud., *Revista Cubana de Oftalmología*, 2016; 29(2): 219-228.

DIMENSIÓN FRACTAL CRITERIO DE IDENTIFICACIÓN DE ECOS ULTRASÓNICOS EN LA ESTIMACIÓN DE TEMPERATURA DE MANERA NO INVASIVA

Mónica Vázquez-Hernández^a, Pedro Acevedo-Contla^b

Universidad Nacional Autónoma de México
Instituto de Investigaciones en Matemáticas Aplicadas y en Sistemas
Ciudad de México, México

^amonica.vazquez@iimas.unam.mx, ^bpedro.acevedo@iimas.unam.mx

RESUMEN

En este trabajo se estima la dimensión fractal (FD) utilizando los algoritmos de Katz y de Higuchi directamente en el dominio del tiempo, con el objetivo de establecer un criterio que permita identificar el número de copias escaladas (ecos) contenidas dentro de un tren de pulsos ultrasónicos, diferenciando las oscilaciones asociadas a ruido eléctrico de los ecos. Así como encontrar dos o más trenes de ecos ultrasónicos idénticos o similares donde la única diferencia entre ellos sea que uno está desplazado en el tiempo respecto a otro (referencia) debido a un incremento en la temperatura en el medio de propagación.

Analizando las señales ultrasónicas simuladas numéricamente (backscattering), encontramos que existe un factor lineal entre la relación señal-ruido y la dimensión fractal. Es decir, entre mayor sea la amplitud del ruido contenido en la señal mayor será la dimensión fractal.

Palabras clave: Backscattering, temperatura, dimensión fractal

SUMMARY

In this work the fractal dimension (FD) is estimated using the Katz and Higuchi algorithms directly in the time domain, to establish a criterion that allows identifying the number of scaled copies (echoes) contained within a train of ultrasonic pulses, differentiating the oscillations associated with electrical noise from the echoes. As well as finding two or more trains of identical or similar ultrasonic echoes where the only difference between them is that one is displaced in time with respect to another (reference) due to an increase in the temperature in the propagation medium.

Analyzing the numerically simulated ultrasonic signals (backscattering), we find that there is a linear factor between the signal-to-noise ratio and the fractal dimension. That is, the greater the amplitude of the noise contained in the signal, the greater the fractal dimension will be.

Key words: Backscattering, temperature, fractal dimension

1. INTRODUCCIÓN

En trabajos anteriores [1] hemos empleado la transformada wavelet como herramienta para estimar las variaciones de temperatura entre dos o más trenes de ecos. Gracias a esta experiencia previa identificamos que es necesario un primer procesamiento para determinar de manera automática o semiautomática las fluctuaciones que corresponden a un eco y cuáles eran sólo ruido eléctrico producido por el pulso de excitación del transductor ultrasónico, para elegir la escala wavelet adecuada.

Malderlbrot y Van Ness extendieron el concepto de análisis fractal a las series de tiempo. Desde entonces el análisis fractal se ha convertido en una herramienta invaluable en el estudio del comportamiento de series de tiempo. La dimensión fractal (FD) ha sido frecuentemente usada en el análisis de señales biomédicas que exhiben comportamiento no estacionario y características transitorias. La FD es una dimensión no entera que describe el grado de irregularidad de una señal en el tiempo. Existe una relación entre la señal de referencia y la escala a la cual se observa una forma auto-similar. A nosotros nos interesa saber el número de copias escaladas (ecos) contenidas dentro de un tren de pulsos ultrasónicos, en el caso de las señales simuladas cada tren contiene 3 ecos contaminados con ruido. También es de nuestro interés encontrar dos o más secuencia de ecos ultrasónicos idénticos o similares donde la única diferencia sea que una está desplazada en el tiempo respecto a otra debido a un incremento en la temperatura [2-4].

Para evaluar el proceso de escalamiento dos índices son comúnmente empleados. 1) La dimensión fractal y 2) El exponente de Hurst. Los cuales son llamados parámetros fractales y miden qué tanto se desvía una curva fractal de la función que se usa para aproximarse a ella.

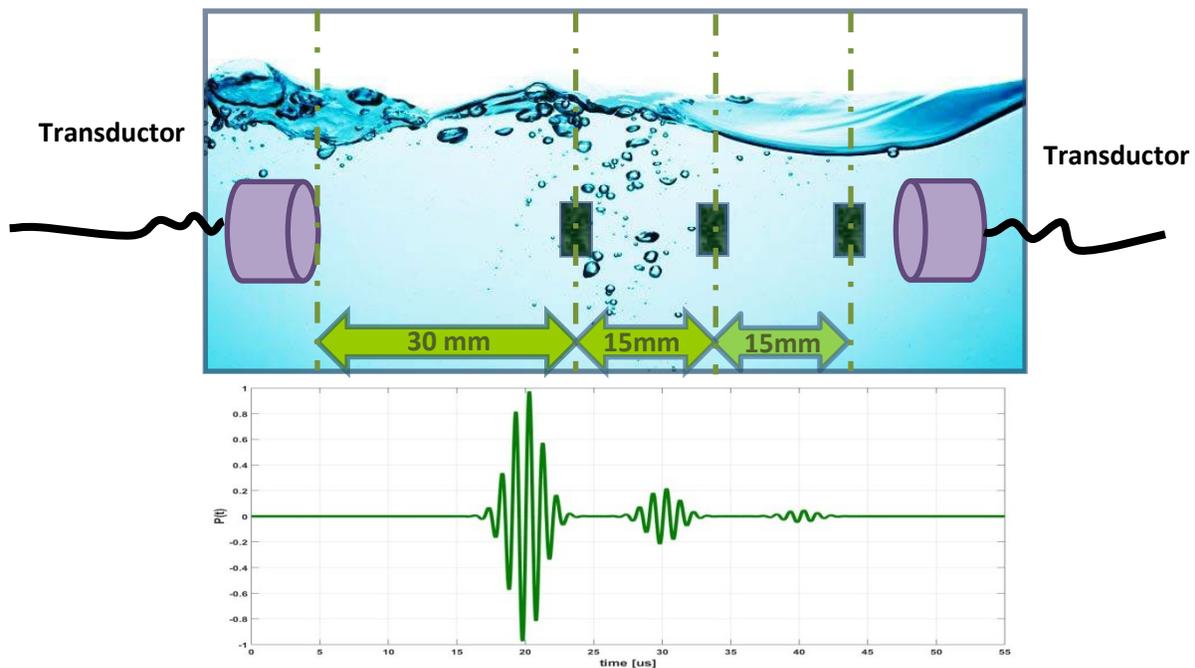


Figura 1. Diagrama esquemático de la configuración experimental

Hay principalmente dos formas aproximadas para generar una estructura fractal. Una es hacerla crecer a partir de un objeto y la otra es construir las divisiones subsecuentes de una estructura original.

En la figura 1 podemos observar una señal ultrasónica que se propaga en agua y que se encuentra tres obstáculos en su camino. La señal se atenúa en amplitud conforme se aleja del transductor emisor. La distancia a la que se encuentran los obstáculos también es constante por lo que las variaciones en la velocidad de propagación son debidas a cambios en la temperatura del medio.

2. METODOLOGÍA

Las señales ultrasónicas utilizadas en este trabajo son señales backscattering simuladas numéricamente aplicando las ecuaciones 1 y 2, que corresponden a señales emitidas por un transductor que oscila a una frecuencia de resonancia (f_0) de 1MHz y ancho de banda (B) de 300 kHz, que viajan en agua y encuentran tres obstáculos en su trayectoria.

$$P(t) = -te^{-4B^2t^2} \sin(2\pi f_0 t) \quad (1)$$

La señal ultrasónica de backscattering recibida $r(t)$, se define como [5]

$$r(t) = \sum_{k=1}^N P(t - (2x_k)/c) \quad (2)$$

Donde x_k es la ubicación del cambio de medio (centro dispersor) k , c es la velocidad del ultrasonido en el medio. [1] En el caso de nuestra señal, el primer obstáculo se fijó en 15 mm de la cara del transductor emisor, el segundo a 30 mm y el tercero a 45 mm.

Por otro lado, la velocidad de propagación del ultrasonido en agua se simuló a diferentes temperaturas utilizando para ello la ecuación 3 llamada ecuación de Bilianuk y Wong [6-7]

$$c = 1.40238742 \times 10^3 + 5.03821344 T - 5.80539349 \times 10^{-2} T^2 + 3.32000870 \times 10^{-4} T^3 - 1.44537900 \times 10^{-6} T^4 + 2.99402365 \times 10^{-9} T^5 \quad (3)$$

Analizar los trenes de ecos ultrasónicos con fractales, supone emplear métodos matemáticos que revelan la autosimilitud de las señales. Estimar la FD directamente en el dominio del tiempo, es considerar la señal original una figura geométrica. El cálculo de la FD de formas de onda es útil para la detección de transitorios, con la adicional ventaja de ser un cálculo rápido.

Los métodos más importantes para el cálculo de la FD de una forma de onda son 1) el algoritmo de Higuchi, 2) el algoritmo de Katz y 3) el algoritmo de Petrosian.

En el Algoritmo de Katz, se compara el número actual de unidades que componen una curva con el mínimo número de unidades requerido para reproducir un patrón de la misma extensión espacial.

El cálculo de la FD propuesto por Katz [4] se deriva directamente de la forma de onda. Se describe como la porción de la longitud de la curva, calculado como la suma de distancias Euclidianas entre dos puntos sucesivos, dividida por la distancia máxima de cualquier punto en la trama en cuestión desde el primer punto. Podemos interpretarlo como la relación de la longitud total de la curva en comparación con la línea recta correspondiente a la distancia Euclideana máxima desde el primer punto. La FD compara el número actual de unidades que componen una curva con el mínimo número de unidades requerido para reproducir un patrón de la misma extensión espacial.

Por otra parte, el algoritmo de Higuchi, se basa en la secuencia de tiempo original $x(1), x(2), \dots, x(n)$. Constituye la señal a ser analizada y a partir de esta secuencia original se construyen k nuevas series de tiempo x_m^k , donde m indica el valor inicial, k indica el intervalo de tiempo discreto entre puntos. Para cada una de las curvas o serie de tiempo x_m^k construida. Se calcula una longitud promedio para todas las series de tiempo teniendo el mismo intervalo de tiempo (o escala) k , como la media de las k longitudes $L_m(k)$ para $M=1, \dots, k$.

Este procedimiento se repite para cada k que van desde 1 a k_{max} , produciendo una sumatoria de longitudes $L(k)$. La longitud promedio total para la escala k , $L(k)$, es proporcional a k^D , donde D es la dimensión fractal por el método de Higuchi. En la curva de $\ln(L(k))$ vs. $\ln(1/k)$, la pendiente del mejor ajuste por mínimos cuadrados es el estimado de la dimensión fractal.

En la práctica, las series de tiempo siempre contienen algo de ruido, por lo que hicimos una primera evaluación por ventana y calculamos la FD para ecos simulados contaminados con cierto nivel de ruido y encontramos los valores que se muestran en la Tabla 1.

3. RESULTADOS

De los resultados mostrados en la tabla 1 se puede deducir que existe un factor lineal entre la relación señal a ruido y la dimensión fractal. Es decir, entre mayor sea la amplitud del ruido contenido en la señal mayor la dimensión fractal. La FD de una señal con baja complejidad esa igual a 1 y entre más compleja es la señal la FD se acerca a 2.

Tabla 1. Dimensión fractal del primer eco de la secuencia de ecos simulada con distintos niveles de ruido

Amplitud máxima del Ruido [V]	Amplitud máxima del Eco	Dimensión Fractal Katz	Dimensión Fractal Higuchi
0	1	1.5672	1.5295
0.01	1	1.6064	1.5387
0.02	1	1.6589	1.5501
0.03	1	1.7136	1.5648
0.04	1	1.7763	1.5759
0.05	1	1.8169	1.5869
0.06	1	1.8694	1.5973
0.07	1	1.95	1.6075
0.08	1	1.97	1.6190

En el caso de las señales presentadas en este trabajo una vez que se define el patrón (primer eco), el cual se establece como señal de referencia y se calcula su dimensión fractal, se pueden encontrar los siguientes ecos analizando la señal completa. El algoritmo Higuchi fue usado para identificar los ecos en un tren de pulsos ultrasónicos de 3 ecos. Esto se realizó calculando la FD por ventanas hasta encontrar un FD igual o parecida a la establecida como referencia. En la figura 2, vemos que somos capaces de identificar el eco en una señal simulada y en la figura 3 observamos cómo se identificó el eco en una señal real. Después comparar estas señales eco, se comparan con una señal de referencia y determinar los retardos de tiempo usando wavelets.

También es posible determinar dos señales iguales o similares (trenes de ecos), estableciendo una secuencia de ecos como referencia, de esta forma todos los trenes similares se analizan y se determina el retardo de tiempo entre ellos, lo cual nos resulta muy útil en la estimación de temperatura.

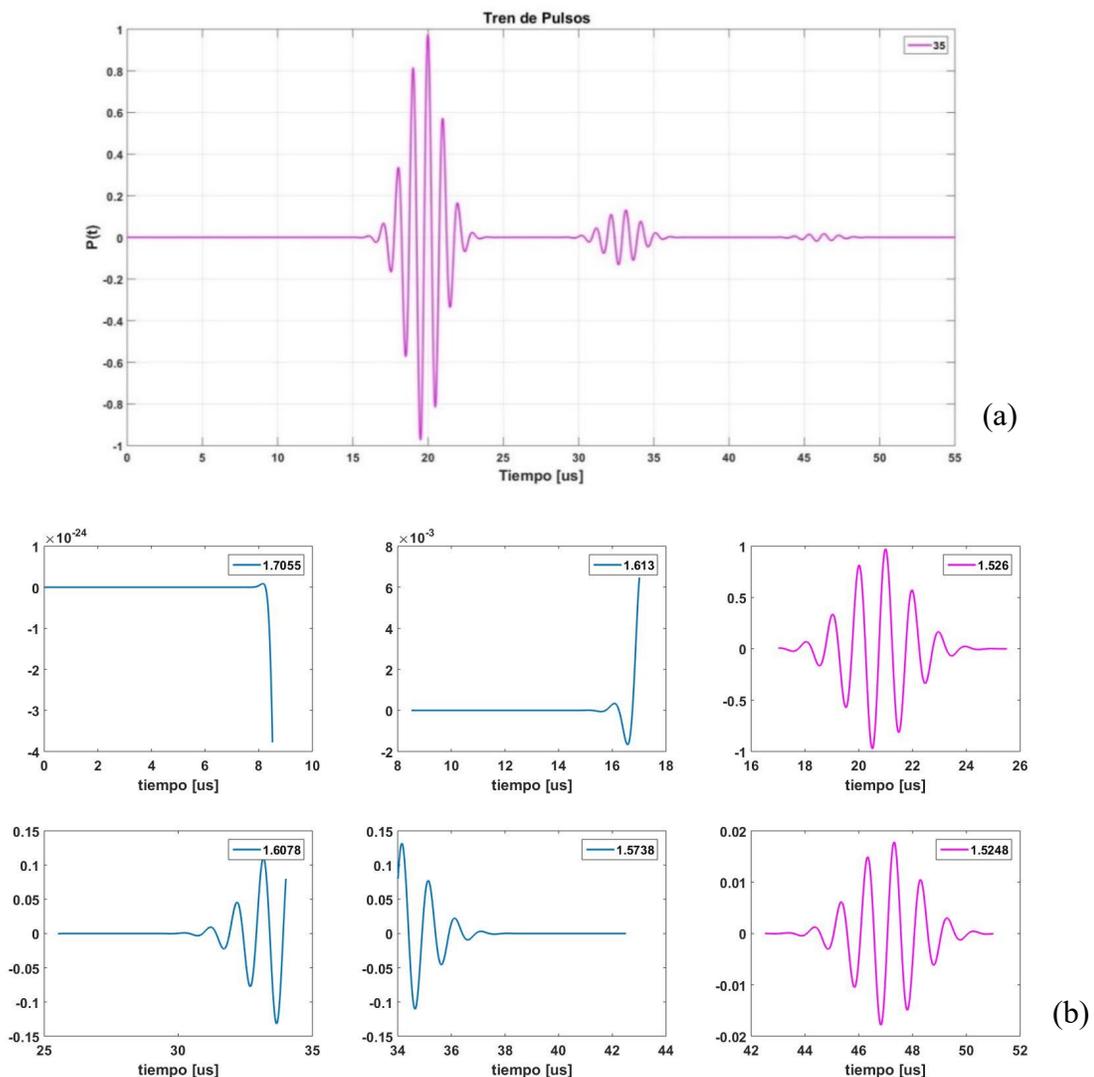


Figura 2. Señal simulada (a) Tren de pulsos simulado (b) FD por ventanas

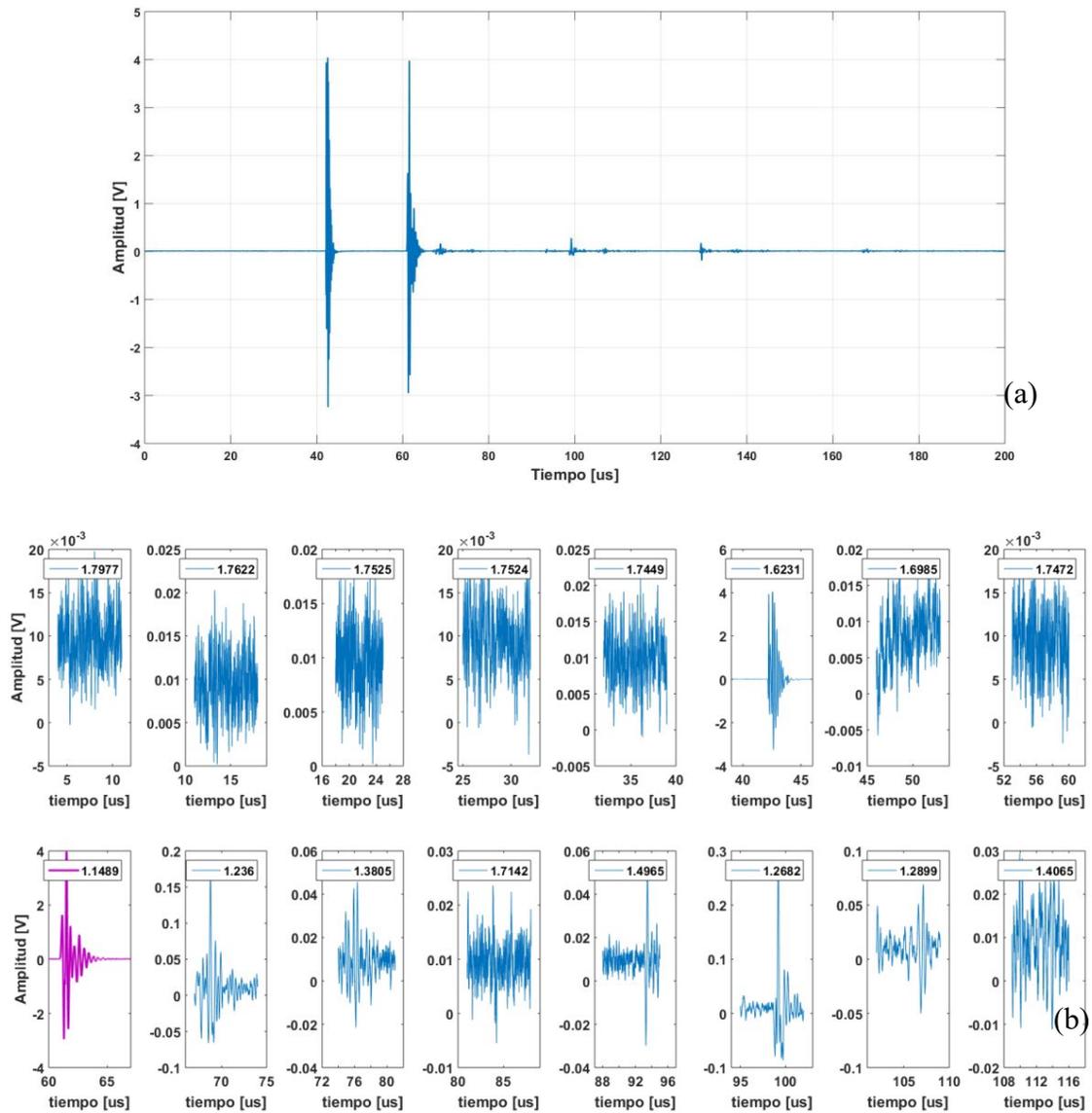
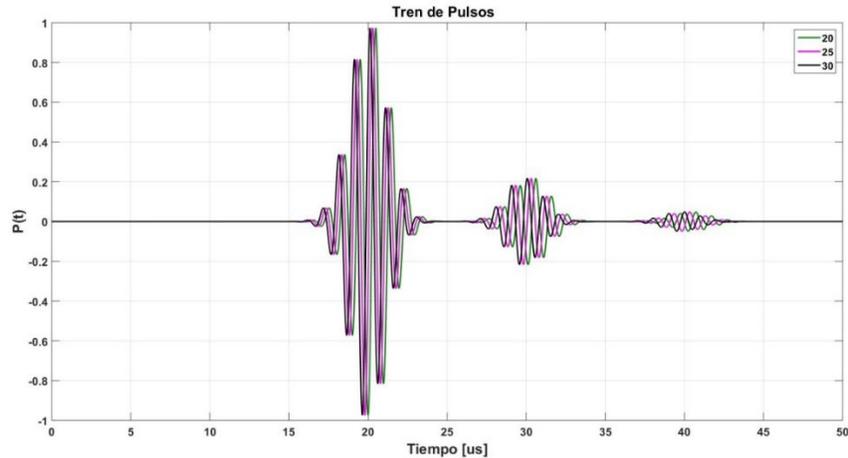
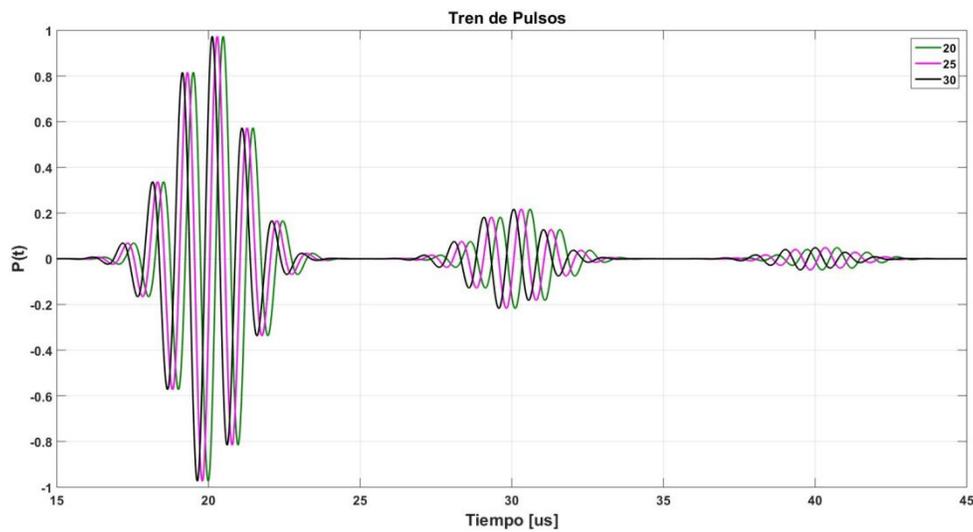


Figura 3. Señal ultrasónica real que se propaga en agua (a) Tren de pulsos simulado (b) FD por ventanas



(a)



(b)

Figura 4. (a)Trenes de ecos simulados a diferentes temperaturas (b) acercamiento a los ecos

4. CONCLUSIONES

La dimensión topológica de una serie de tiempo tiene que ser un valor entre 1 y 2, dado que es una señal unidimensional. La FD parece un buen criterio para hacer una preselección de las zonas de interés de la señal (ecos.)

La estimación de temperatura en tejido suave de manera no invasiva es una de las potenciales aplicaciones del análisis de señales ultrasónicas que como las utilizadas en este trabajo se propagan en un medio conocido en distancias fijas.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen el apoyo de la DGAPA proyecto PAPIIT IN-106016.

5. REFERENCIAS

- [1] Pedro Acevedo Contla and Mónica Vázquez Hernández. Detection of delay times in the estimation of temperature changes in water using the Wavelet transform. 14th International Conference on Electrical Engineering, Computing Science and Automatic Control (CCE), Mexico, City. Mexico. October 25-27, 2017. ISBN: 978-1-5386-3405-9
- [2] Jesús Rubén Azor Montoya. 25 de mayo 2018. “Competencias emprendedoras en las Ingenierías”. Trabajando con Fractales. Universidad de Mendoza. Facultad de Ingeniería. Recuperado de: <http://www.um.edu.ar/catedras/ANASEN/document/fractal/>.
- [3] Olivia Delgadillo Ruiz, Juan Antonio Leos-Rodríguez, Pedro Pablo Ramírez Moreno, Ricardo David Valdez Cepeda. Análisis fractal de series de tiempo de anomalías de variables de frijol en México. CIENCIA ergo-sum, ISSN 1405-0269, Vol. 22-3, noviembre 2015-febrero 2016. Universidad Autónoma del Estado de México, Toluca, México. Pp. 233-241
- [4] Fernandez Fraga Santiago y Rangel Mondragon Jaime. Comparativo de los Algoritmos de Dimensión Fractal Higuchi, Katz y multiresolución de conteo de cajas en señales EEG basadas en potenciales relacionados por eventos. Revista EIA, ISSN 1794-1237, Año XIV, volumen 14, edición 27, enero-junio 2017. Pp. 73-83. Envigado Colombia.
- [5] P Mohana Shankar. A model for ultrasonic scattering from tissues based on the K distribution. Phys. Med. Bid. 40 (1995) 1633-1649.
- [6] N. Bilianuk and Wong. Speed of sound in pure water as a function of temperature, J. Acoust. Soc. Am. 93(3) pp 1609-1612,
- [7] N. Bilaniuk and G. S. K. Wong (1996), Erratum: Speed of sound in pure water as a function of temperature, J. Acoust. Soc. Am. 99(5), p 3257.

REALIDAD AUMENTADA COMO INSTRUMENTO DE ANÁLISIS EN CARDIOPATÍAS

L. P. López Palacios^a, R. Ávila Rodríguez^a, A. Loredo Flores^a, S. Celaya Lara^b,
G. Garay Medellín^a

^aCoordinación Académica Región Altiplano, Matehuala, S. L. P.,
liz1604@hotmail.com, raquel.avila@uaslp.mx, ambrocio.loredo@uaslp.mx,
german.medellim@uaslp.mx

^bHospital Central, San Luis Potosí, cardiologia@hospitalcentral.gob.mx

RESUMEN

La realidad aumentada une el espacio entre imágenes generadas por computadora al mundo real agregando gráficos, lo que permite a los usuarios y desarrolladores crear aplicaciones en distintas áreas como son el entretenimiento, publicidad, medicina y educación.

Para este proyecto se utilizará el software SolidWorks de diseño asistido para creación de modelos mecánicos, con en el cual se generará un corazón que servirá como base de comparación, junto con una aplicación móvil donde se podrá observar y manipular de mejor manera el diseño. El análisis de los casos puede compartirse con otros médicos a distancia, además, aportar como herramienta de aprendizaje educativo una forma didáctica de conocer el corazón. Los pacientes tendrán una imagen con la cual podrán entender mejor las afecciones o los procesos a los que serán sometidos.

Palabras clave: Cardiopatías (heart disease), Realidad Aumentada (augmented reality), Software.

ABSTRACT

Augmented reality joins the space between computer generated images to the real world adding graphics, allowing users and developers to create applications in different areas such as entertainment, advertising, medicine and education. For this project SolidWorks software of assisted design used to create mechanical models, will be used to generate a heart that will serve as a base of comparison, along with a mobile application where the design can be observed and manipulated in a better way. The analysis of the cases can be shared with other doctors at a distance, in addition, to provide as an educational learning tool a didactic way of knowing the heart. Patients will have an image with which they can better understand the conditions or processes to which they will be subjected

Keywords: Heart disease, augmented reality, software.

1. INTRODUCCIÓN

¿Es la realidad aumentada una fuente de respuestas hacia el aprendizaje en aplicaciones médicas?

Los numerosos métodos de diagnóstico por imágenes permiten visualizar las estructuras del cuerpo y son sumamente útiles para el diagnóstico preciso de una gran cantidad de trastornos anatómicos y fisiológicos [1].

La realidad virtual (VR) es la interacción entre un individuo y un entorno generado por computadora que estimula múltiples modalidades sensoriales, incluidas las visuales, auditivas o hápticas. La percepción del usuario de la realidad se facilita mediante el uso de pantallas montadas a la cabeza, proyectores de pared y/o guantes equipados con sensores o motores sensibles al tacto. Los sensores pueden permitir al investigador monitorear y registrar el nivel de interactividad de un paciente (conocido como "inmersión" o "presencia") de manera confiable, segura y replicable [2].

Al igual que otros músculos, el músculo cardíaco se estimula para contraer por una ola de energía eléctrica que pasa a lo largo de las células. Este potencial de acción es generado por tejido especializado dentro del corazón y se extiende sobre las estructuras que forman el sistema de conducción del corazón.

Las enfermedades del corazón y el sistema circulatorio son las causas más comunes de muerte en los países industrializados. Solo algunas personas se escapan de tener algún daño en el corazón y los vasos sanguíneos en su vida [3].

Las enfermedades cardiovasculares (ECV) constituyen la principal causa de muerte en todo el mundo. Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), cada año mueren más personas por ECV que por cualquier otra causa; de acuerdo con cifras de dicha organización, se calcula que en 2012 murieron por esta causa 17,5 millones de personas, lo cual representa un 31% de todas las muertes registradas en el mundo [4].

Las malformaciones congénitas más frecuentes a nivel mundial, con una incidencia promedio de seis a ocho por cada 1,000 recién nacidos vivos. En México se estima que nacen entre 12 y 16 mil niños con cardiopatías congénitas (CC) cada año y se consideran la primera causa de hospitalización en recién nacidos con malformaciones congénitas [5].

Las enfermedades cardiovasculares concentran un gran porcentaje de morbilidad en el país, se creía que el número de personas que padecían estas enfermedades iba a la baja, pero en los últimos años se ha mantenido constante, ya que los malos hábitos alimenticios, la vida sedentaria sigue siendo la opción diaria para muchas familias, la falta de cultura al cuidado de la salud se deja apartada hasta que un médico especialista indica a una persona o familia que sus dietas deben ser más controladas ya que su salud es grave.

El objetivo principal de este proyecto es diseñar una visualización de diferentes cardiopatías que se presentan en el área clínica, que permitan a los cirujanos cardiólogos y estudiantes de

medicina mejorar sus herramientas de diagnóstico, analizando las fallas cardíacas antes de entrar a cirugía, perfeccionando con ello tanto los diagnósticos y los resultados quirúrgicos. El análisis de los casos con realidad aumentada puede compartirse con otros médicos a distancia.

2. TEORÍA

El origen de todas las técnicas de diagnóstico por imágenes es la radiografía convencional (rayos X), que se utiliza en la medicina desde a finales de los años 40. La nueva tecnología de imágenes no solo contribuye al diagnóstico de enfermedades, sino también el mayor conocimiento de la fisiología normal [1].

Para lidiar con estos problemas, existen programas que además de permitir análisis 2D de estudios clínicos reales, posibilitan visualizar estructuras anatómicas de manera tridimensional; sin embargo, es necesario tener un conocimiento avanzado de los mismos, lo que dificulta que su uso se extienda [6].

La educación efectiva en medicina e ingeniería biomédica es un problema importante.

Los métodos tradicionales son difíciles y costosos. Por lo que la Realidad Virtual (VR por sus siglas en inglés) a menudo se usa para ese propósito. La VR médica educativa es un campo de las tecnologías de la información (IT) bien desarrollado, con muchas soluciones de hardware y software disponibles. Las soluciones actuales se preparan sin un enfoque metodológico [7].

A pesar del aumento de conciencia sobre la realidad virtual y sus beneficios potenciales, aún no está claro si se debe ampliar esta tecnología en la práctica clínica y cómo hacerlo. También hay dudas sobre si algunos pacientes están dispuestos a aceptar la realidad virtual en el entorno clínico [8].

Los últimos años el desarrollo tecnológico no solo en el área del entretenimiento, sino también en el área de la salud, se acerca al nivel de nuevos desarrollos donde la ingeniería forma parte del cambio ya que une los campos de la salud y la función para mejorar la calidad de vida.

En el año 2013 se realizó la primera cirugía usando la realidad aumentada donde al doctor Rafael J. Grossman Zamora observo en tiempo real una imagen virtual sobre los órganos del paciente. Esto abre camino a los nuevos cirujanos en entrenamiento ya que las habilidades serian pulidas con menor riesgo de daños a una manera más eficiente.

Las nuevas investigaciones e inmersión de ingenieros en el ámbito medico mejorara los procesos y diseño de aplicaciones que permitan a nuevas tecnologías cambiar la manera de aprendizaje.

3. PARTE EXPERIMENTAL

Se realizó una investigación sobre los tipos de técnicas de detección de cardiopatías en las cuales se genera una imagen o una señal que permitirá al médico analizarla y dar un resultado sobre la salud del paciente.

Además, con base a datos recopilados por la secretaria de salud se pudo confirmar que en México, las enfermedades cardiovasculares son uno de los mayores problemas de salud pública; las enfermedades del corazón constituyen la primera causa de muerte y anualmente ocurren cerca de 70 000 defunciones por este motivo, sin tomar en cuenta las muertes por enfermedades cerebrovasculares y por enfermedad isquémica del corazón, uniendo los resultados encuestales del INEGI se obtuvo que las principales causas de años perdidos de vida saludable en el país son por Diabetes mellitus y Cardiopatía isquémica, en el estado de San Luis Potosí la cardiopatía isquémica es la segunda, pero siendo la primer causa de muerte en los hombres del estado.

Por estos motivos se creó el diseño de una aplicación para esta zona con el objetivo de acercar a las personas a interesarse en el tema y a futuro ser una herramienta para el análisis de distintas cardiopatías para los doctores.

El diseño se generó en el software SolidWorks que permite crear piezas 3D con cavidades y sólidos de gran complejidad en distintos planos de trabajo.

Para crear un dibujo preciso se usó como base el dibujo en la figura 1 del libro de Anatomía y fisiología donde se puede observar la parte exterior del corazón, además las dimensiones del diseño 3D respetaron los tamaños reales de un corazón humano saludable.

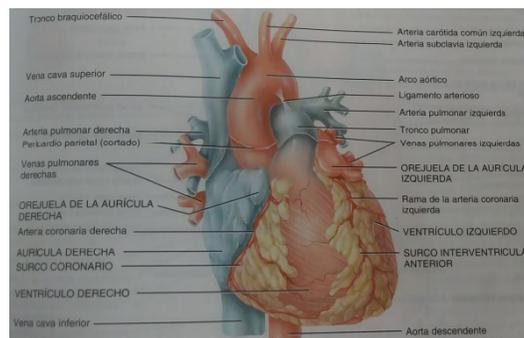


Fig.1 Vista anterior externa que muestra las estructuras superficiales.

Para el objeto 3D se debe crear primero en un plano la base 2D que permite aplicar operaciones para convertirlo a un sólido figura 2, las principales operaciones que se usaron en el diseño fueron revoluciones de saliente/base en curvas con una línea de construcción para las partes del Ventrículo y Aurícula derecha y el Ventrículo y Aurícula izquierdo, la operación de barrido salientes/base uniendo una curva extruida de manera circular se usó para la Vena cava superior e inferior, Aorta ascendente y descendente, así como las arterias y el arco aórtico.

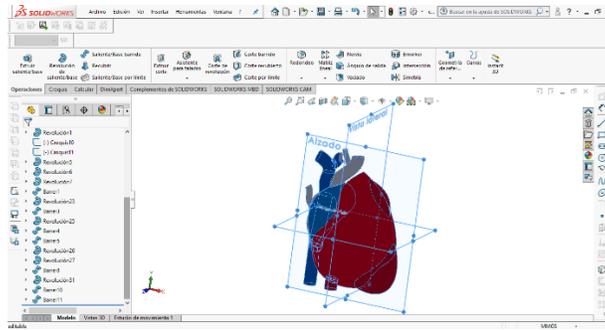


Fig.2 Planos principales con los que se trabajó.

El software no solo se basa en el trabajo por planos, también deja la opción al diseñador a trabajar por vistas (superior, inferior, frontal, etc.) figura 3, el objeto también puede segmentarse para visualizar las áreas que se han creado figura 4.

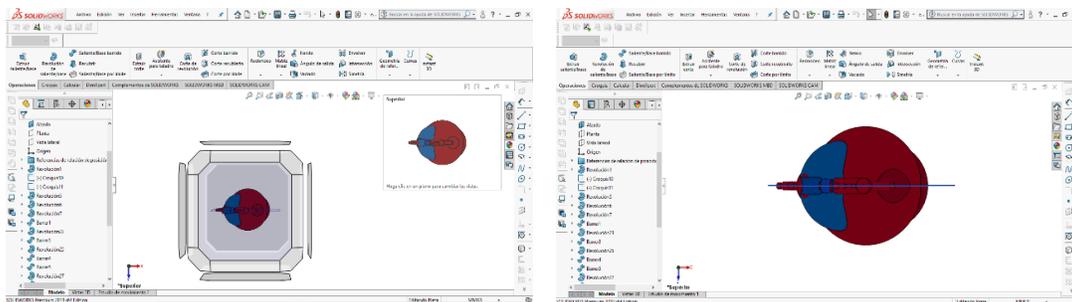


Fig. 3 Vista Superior

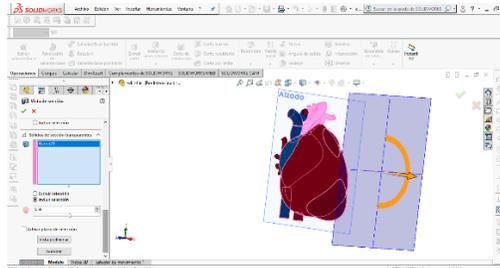


Fig.4 Partes segmentadas.

Como se visualizará en una aplicación de celular de realidad aumentada (Aumentaty Scope) primero el archivo generado en SolidWorks de extensión. sldprt debe convertirse a una extensión tipo .STL que nos permitirá cambiarla a la extensión del software Aumentaty Creator en la cual personas de todo el mundo suben en línea y comparten sus proyectos para poder verlos en Aumentaty Scope figura 5. En este Software se debe crear una plantilla donde se agrega una imagen que servirá como marcador para ubicar el lugar donde aparecerá el diseño 3D, además se describe la aplicación y el uso que se le puede dar Fig. 6.

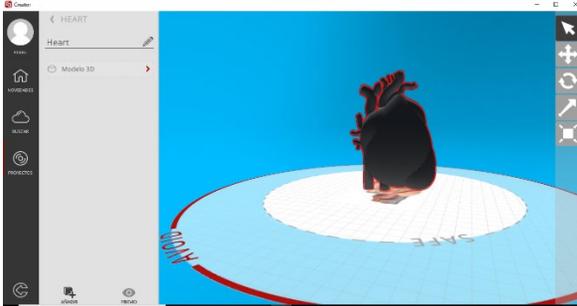


Fig.5 Diseño 3D con marcador de base

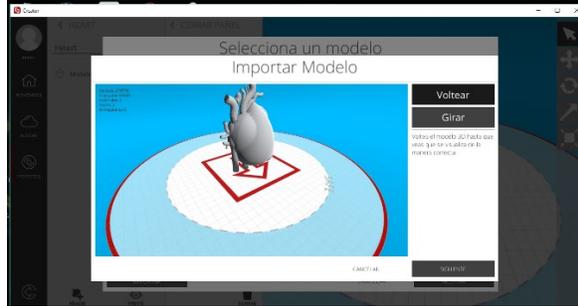


Fig. 6 Importación de modelo en Aumentaty creator

Al cambiar de extensión el dibujo 3D en el software Meshlab se convierte a un objeto, por lo tanto, pierde los colores y se hará un sólido completo con textura lisa figura 7.

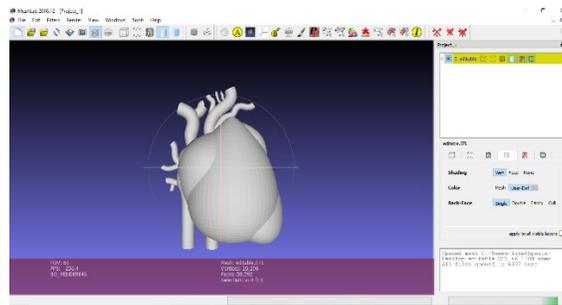


Fig 7. Imagen de la extensión. sldprt en Meshlab

Después de añadir el proyecto en tu perfil de Aumentaty Creator con la opción de que sea público todos podrán buscarlo con el nombre que se ha guardado y así se podrá ver en la aplicación de Scope, claramente, teniendo la imagen que se usó como marcador impresa o con la imagen dada por el usuario creando un marcador temporal si es que no se tiene la imagen en físico.

La imagen 3D diseñada podrá girarse moviendo el celular y la posición de la cámara permitiendo tener una vista de 360 grados del dibujo figura 8.

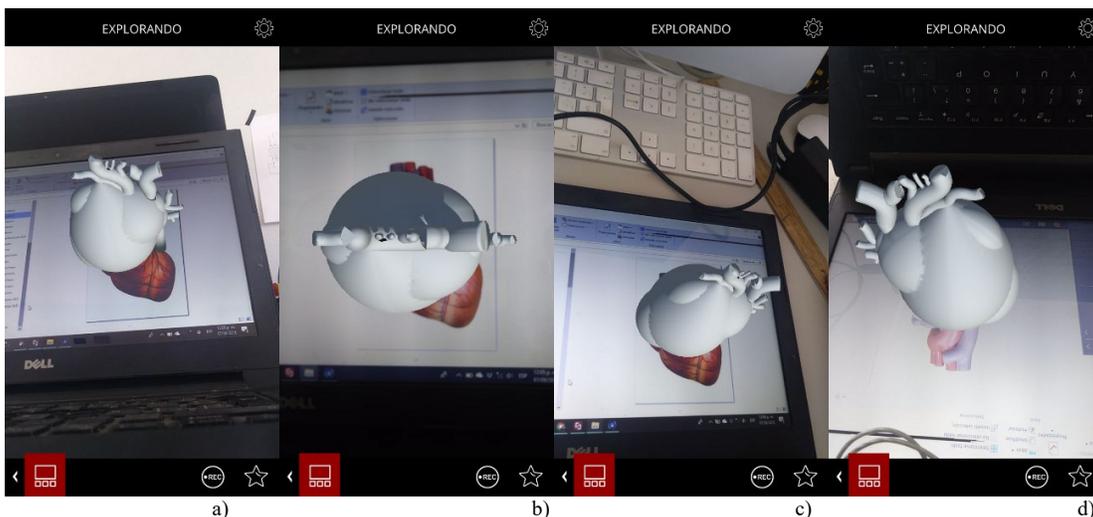


Fig.8. Distintas posiciones: a) Inferior lateral, b) Superior, c) Trasera lateral, d) Frontal Superior

4. CONCLUSIONES

El proyecto generó un avance de tesis, ya que el análisis de cardiopatías de manera no invasiva ayudara a la investigación de esta área. Incluyendo a los pacientes que tendrán un apoyo para visualizar la cardiopatía que padecen o ver cómo es un corazón saludable, permitiendo tener mejor conocimiento del por qué es importante tener cuidado de la salud y ser consciente de los riesgos a los que somos propensos todos.

El país se encuentra en una situación de obesidad grave por lo tanto las cardiopatías aumentan en personas de edades menores a las que se estaba acostumbrado.

Entre más pronto se detecta una enfermedad o una pequeña anomalía en nuestro cuerpo en general es importante no pasarla de desapercibida, más ahora que existen nuevos métodos de detección no invasivos.

El camino que está tomando el proyecto muestra que personas que no son del área de la salud o del área de ingeniería pueden generar conocimientos, y expandir sus prácticas a otros campos de aprendizaje.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] G. J. Tortora, B. Derrickson, "Principios de Anatómica y Fisiología", 11a edición, 2006, Capítulo 1, pp. 21
- [2] J. Dascal, "Virtual Reality and Medical Inpatients: A Systematic Review of Randomized, Controlled Trials", (Innov Clin Neurosci, 2017 Jan-Feb)
- [3] B. Janson Cohen, "Memmler's The Human Body in Health & Disease", (10th Revised edition, Inglaterra, 2005), Capítulo 1.
- [4] Bibliomed, "Cardiopatías y género", Vol.24, 1, 2017.
- [5] J. Varela Ortiz, "Epidemiología de pacientes con cardiopatías congénitas sometidos a cirugía en un hospital privado de tercer nivel en México", (Rev Invest Med Sur Mex, octubre-diciembre 2015; 22)
- [6] A. R. Rodríguez Mejía, Universitarios Potosinos, "Sistema de visualización holográfica para imágenes medicas", Vol. 219, 2017
- [7] F. Górki, "Effective Design of Educational Virtual Reality Applications for Medicine using Knowledge-Engineering Techniques", (EURASIA Journal of Mathematics Science and Technology Education, 2016)
- [8] M. S. Keller, "Public Perceptions Regarding Use of Virtual Reality in Health Care: A Social Media Content Analysis Using Facebook", (Journal of Medical Internet Reserch, diciembre 2017)

FACTORES PROFESIONALES ASOCIADOS A LA PRESCRIPCIÓN Y CONTROL DE HIPERTENSIÓN ARTERIAL

Adela Alba Leonel^a, Alfonso Carvajal García-Pando^b, Fernando Castillo Nájera, Juan Molina Guarneros^d.

^aEscuela Nacional de Enfermería y Obstetricia, UNAM, Cd. De México, México, adelaalbaleonel65@gmail.com

^bCentro de Estudios sobre la Seguridad de los Medicamentos, Universidad de Valladolid, España, carvajal@ife.uva.es

^cServicios de Salud Pública de la Ciudad de México, México, castillo_najera@yahoo.com.mx

^dFacultad de Medicina, UNAM, Ciudad de México, México, molina_ja2007@yahoo.com.mx

RESUMEN

Introducción: De acuerdo con la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición del 2012, se reportó una prevalencia de hipertensión de 31,5% en población adulta. El tratamiento farmacológico es la intervención más común, y ha demostrado reducir la mortalidad y morbilidad cardiovascular.

Objetivo: Conocer cuáles son los factores profesionales asociados a la prescripción y control de hipertensión arterial.

Material y Métodos: Se realizó un estudio de utilización de medicamentos y se hizo una exploración cuidadosa de expedientes clínicos en un centro de salud para identificar a pacientes diagnosticados con hipertensión arterial; fármacos antihipertensivos utilizados, comorbilidades y medicamentos. Y se realizó una encuesta al profesional de salud.

Resultados: Se revisó un total de 345 expedientes clínicos; el promedio de edad de los pacientes fue de 61 años, el 69% fueron mujeres; el 72.4% tenía alguna comorbilidad. El 49.7% fueron tratados con inhibidores de la enzima convertidora de angiotensina, bloqueadores beta 19.0% y diuréticos tiazídicos 12.5%. Además de antihipertensivos, los pacientes recibieron otros medicamentos (96.8%); de ellos, el 38% recibió >/4 medicamentos. Se identificó problemas en cuanto a la prescripción en la dosis de acuerdo con la edad del profesional de salud.

Conclusiones: Se observó que a mayor edad del profesional de la salud que prescribe hay menor control de las cifras de tensión arterial del paciente hipertenso. Así como también otros factores que influyen es la edad de los pacientes y el sobrepeso, por lo que se prevé una intervención educativa dirigida a profesionales de la salud y pacientes.

Palabras clave: factores profesionales, hipertensión y prescripción**ABSTRAC**

Introduction: According to the National Health and Nutrition Survey of 2012, a prevalence of hypertension of 31.5% was reported in the adult population. Pharmacological treatment is the most common intervention and has been shown to reduce cardiovascular morbidity and mortality.

Objective: To know which the professional factors are associated with the prescription and control of arterial hypertension.

Methods: A drug use study was conducted, and a careful examination of clinical records was made in a health center to identify patients diagnosed with arterial hypertension; antihypertensive drugs used, comorbidities and medications. And a survey was carried out to the health professional.

Results: A total of 345 clinical files were reviewed; the average age of the patients was 61 years, 69% were women; 72.4% had some comorbidity. 49.7% were treated with angiotensin-converting enzyme inhibitors, beta-blockers 19.0% and thiazide diuretics 12.5%. In addition to antihypertensives, patients received other medications (96.8%); of them, 38% received > / 4 medications. Problems were identified regarding the prescription in the dose according to the age of the health professional.

Conclusions: It was observed that at a higher age of the prescribing health professional there is less control of blood pressure figures of the hypertensive patient. As well as other factors that influence is the age of patients and overweight, so an educational intervention aimed at health professionals and patients is expected.

Key words: professional factors, hypertension and prescription

1. INTRODUCCIÓN

En el 2012, la Encuesta Nacional de Salud y Nutrición (ENSANUT) reportó 22.4 millones de adultos mexicanos con hipertensión, y de éstos, 8.2 millones están bajo tratamiento farmacológico y sólo 5.7 millones de estos últimos se encuentran controlado¹.

Así mismo es importante mencionar que las complicaciones de la Hipertensión Arterial (HTA) se relacionan directamente con la magnitud en el aumento de la tensión arterial y el tiempo de evolución. Si no se controla la tensión, ésta puede afectar al funcionamiento de corazón, cerebro y riñones, además de ser un factor de riesgo para accidentes cerebrovasculares.

Derivado de lo anterior es necesario conocer cuáles son los factores profesionales asociados a la prescripción y al control de hipertensión arterial.

Uno de los factores profesionales es la edad del médico, que tiene que ver con las habilidades clínicas. El conocimiento acumulado por médicos más experimentados o con mayor edad pueden llevar a una mejor calidad de la atención y control de los pacientes. Sin embargo, las habilidades de los médicos también pueden volverse obsoletas a medida que cambian los conocimientos científicos, la tecnología y las pautas o guías clínicas. La incorporación de estos cambios en la práctica clínica lleva mucho tiempo y puede ser abrumadora^{2,3}.

Al revisar la literatura de la relación entre la experiencia médica y la calidad de la atención, se observa que los médicos de más edad podrían tener menor conocimiento clínico, se adhieren menos a los estándares de tratamiento apropiado y tienen peor desempeño en las medidas de calidad con respecto al diagnóstico, detección y atención preventiva^{4,5}.

Actualmente los estudios existentes se han limitado en cuanto al tamaño de muestra o alcance de la enfermedad, lo cual no han sido representativos a nivel nacional.

Se utilizo datos de los pacientes hipertensos de un centro de salud, lo primero que se revisó cuántos de estos pacientes se encontraban sin control de su tensión arterial aun cuando estos estuvieran bajo tratamiento farmacológico; ¿cuál es la asociación entre el médico tratante y el descontrol de los pacientes hipertensos?, ¿Si la falta de control depende factores profesionales?

2. METODOLOGÍA

Se realizo un estudio transversal prospectivo. Los registros médicos del centro de salud comunitario corresponden al periodo entre enero 2015 y diciembre 2017.

Se entrevisto y se les aplicó la encuesta a todos los médicos, para identificar la correcta prescripción de medicamentos por parte de los médicos.

Para la obtención de los datos se utilizaron dos instrumentos uno para el paciente y otro para el profesional médico.

Para la recolección del paciente se hizo a través de la historia clínica y demás partes del expediente clínico “receta médica”: la información se obtuvo de acuerdo con un cuestionario que contemplo datos sociodemográficos (edad, sexo, grado escolar, ocupación) estilo de vida, diagnóstico confirmado de hipertensión arterial, grupo, tipo de medicamento y número de fármacos prescritos al paciente, datos de somatometría y frecuencia cardiaca, respiratoria y tensión arterial. Se consideraron como pacientes con hipertensión controlada a aquellos con presión sistólica igual o por debajo de 140 mmHg y la presión diastólica igual o por debajo de 90 mmHg⁶.

Los datos se obtuvieron de expedientes clínicos los cuales fueron cuidadosamente revisados para identificar a pacientes mayores o igual a 20 años de edad con diagnóstico de hipertensión arterial. Los registros incompletos y los correspondientes a las mujeres embarazadas no se incluyeron.

El centro de salud atiende a una población de 77, 752 habitantes en la Ciudad de México. Toda la información se recopiló con un cuestionario; prestando especial atención a los datos demográficos, hábitos de vida, comorbilidades, presión arterial y medicamentos en la última visita al médico. También se realizó una encuesta a los médicos que atienden a estos pacientes.

El cuestionario que se aplicó a los médicos que atendieron y prescribieron el (los) fármaco(s) antihipertensivo(s) en pacientes con diagnóstico de hipertensión arterial de la consulta externa del centro de salud, fue para conocer los factores que determinan la prescripción de los medicamentos antihipertensivos. El cuestionario contempló: datos generales del médico (edad, sexo, especialidad, Universidad, año en que se graduó), datos de consultas realizadas por mes (sumando las realizadas en diferentes trabajos), fuentes de información de medicamentos consultadas en la última semana, número y tipo de actividades de capacitación en el último año, financiación de las mismas, indicación y esquema terapéutico, individualización del tratamiento, monoterapia y combinaciones, etc. Así mismo, se le mostró diversos algoritmos, para identificar que algoritmo usa para la prescripción, considerando como prescripción adecuada (la última Guía de Práctica Clínica para diagnóstico y tratamiento de la Hipertensión Arterial en México, en el primer nivel de atención).

3. RESULTADOS

Se evaluó a 23 médicos y 345 expedientes clínicos. En cuanto a los datos socio demográficos de los médicos el 52.2% (12) corresponden al sexo masculino y el 47.8% (11) al femenino. El rango de edad de los médicos es de 30 a 66 años de edad con un promedio de 49 años; en lo que respecta a la escolaridad el 65.2% (15) tiene la licenciatura de médico cirujano, el 21.7% (5) es médico RI y 13% (6) tienen el grado de maestría.

Al hacer un análisis de asociación causal del control y descontrol de las cifras de tensión arterial (tensión arterial sistólica, diastólica y ambas) según tratamiento farmacológico prescrito, médico que lo prescribe Se observa una relación entre el médico y el descontrol en las cifras de tensión arterial de los pacientes que se atendieron en el centro de Salud con $p=0.001$. La falta de control se ha vinculado a los médicos mayores, posiblemente porque cuentan con menos conocimientos actualizados que los más jóvenes.

4. CONCLUSIONES

Se requiere de una intervención educativa dirigida a profesionales de la salud y pacientes para mejorar la calidad de la conducta prescriptiva en la atención médica del primer contacto.

Las habilidades clínicas y el conocimiento acumulado por médicos con más experiencia podrían mejorar la calidad de la atención o bien las habilidades de los médicos podrían quedar obsoletas a medida que cambien los conocimientos científicos, la tecnología y las pautas o guías clínicas.

5. REFERENCIAS

- [1] Salud Pública de México, “El análisis de la ENSANUT 2012 como contribución para las políticas públicas”, *Salud Pública Méx*, 2013, Vol. 55, núm. 2, pp. 79-80.
- [2] Schwartz JS, Lewis CE, Clancy C, Kinoshian MS, Radany MH, Koplan JP. Internists’ practices in health promotion and disease prevention. A survey. *Ann Intern Med* 1991; 357:46-53. doi:10.7326/0003-4819-114-1-46 pmid:1983932.
- [3] Fehrenbach SN, Budnitz DS, Gazmararian JA, Krumholz HM. Physician characteristics and the initiation of beta-adrenergic blocking agent therapy after acute myocardial infarction in a managed care population. *Am J Manag Care* 2001; 357: 717-23. pmid:11464429.
- [4] Choudhry NK, Fletcher RH, Soumerai SB. Systematic review: the relationship between clinical experience and quality of health care. *Ann Intern Med*. 2005; 357: 260-73. doi:10.7326/0003-4819-142-4-200502150-00008 pmid:15710959.
- [5] Yusuke Tsugawa, Joseph P, John D MacArthur, Alan M Zaslavsky, Daniel M Blumenthal, fellow, Anupam B Jena, Ruth L. Physician age and outcomes in elderly patients in hospital in the US: observational study. *BMJ* 2017; 357 doi:https://doi.org/10.1136/bmj.j1797
- [6] Guía Práctica Clínica, Diagnóstico y Tratamiento de la Hipertensión Arterial en el Adulto Mayor y Situaciones Especiales, Evidencias y Recomendaciones, Gobierno Federal, México, 1-53.

CIRCUITO ELECTRÓNICO DETECTOR DE CARDIOPATÍAS

J. Z. Ramos Valerio^a, A. G. Cháirez Saucedo^a, R. Ávila Rodríguez^a,
E. Bárcenas Bárcenas^a.

^aCoordinación Académica Región Altiplano, Matehuala S. L. P.,
jose_stu4@hotmail.com, aylincharez@gmail.com

RESUMEN

En la actualidad, la cardiopatía, es una enfermedad que se da a través del estrechamiento de los pequeños vasos sanguíneos que suministran la sangre y oxígeno al corazón, esta condición provoca que el corazón no pueda bombear la sangre con normalidad a todo el cuerpo y en algunas ocasiones, esto suele llevar a un posible infarto [1]. Es la segunda causa de pérdidas de la salud en México y contribuye con 6.5% de los Años de Vida Saludables Perdidos (AVISA) del país, es la primera causa de muerte con 14.5% del total, y la primera causa de pérdidas por muerte prematura con una participación de 9.7% del total de la población en México [2]. El circuito desarrollado en este proyecto consta de un sensor que detecta la frecuencia cardíaca en la yema del dedo, pasando después a un circuito amplificador y de ahí al circuito contador y al circuito comparador, al final se detecta el rango de frecuencia, indicando si es normal, si es taquicardia o bradicardia, los resultados se indican por medio de luz para los diferentes resultados medidos, esta medición puede ayudar al médico en el diagnóstico de enfermedades como una primera revisión.

PALABRAS CLAVES: Circuito, Cardiopatía, Diagnostico

SUMMARY

Currently, heart disease occurs through narrowing of the small blood vessels that supply blood and oxygen to the heart. This condition causes the heart to not be able to pump blood normally throughout the body and in sometimes, this usually leads to a possible heart attack [1]. It is the second cause of health losses in Mexico and contributes 6.5% of the Healthy Life Years Lost (DALY) of the country, is the leading cause of death with 14.5% of the total, and the first cause of losses due to premature death with a participation of 9.7% of the total population in Mexico [2]. The circuit developed in this project consists of a sensor that detects the heart rate in the fingertip, then going to an amplifier circuit and from there to the counter circuit and the comparator circuit, at the end the frequency range is detected, indicating if it is normal, if it is tachycardia or bradycardia, the results are indicated by light for the different measured results, this measurement can help the doctor in diagnosing diseases as a first review.

KEYWORDS: Circuit, heart Disease, Diagnostic

1. INTRODUCCIÓN

Las cardiopatías son cualquier tipo de trastorno que afectan al corazón dejando de funcionar normalmente, hay varios tipos de cardiopatías, en este caso nos enfocaremos en la taquicardia y en la bradicardia. La taquicardia también se conoce como arritmia cardíaca y se produce cuando el corazón late más veces por segundo que en su estado normal. La bradicardia es un proceso en el que la frecuencia cardíaca disminuye y puede ser causada por respuestas normales a relajaciones profundas, y al estar en una excelente forma física, el marcapasos natural del corazón desarrolla un ritmo o frecuencia anormal [3]. Por lo que es importante la creación de aparatos electrónicos que ayuden a la detección de estas anomalías en la práctica clínica a tiempo ya que las personas no suelen experimentar síntomas. Actualmente se utilizan los electrocardiogramas para observar la actividad eléctrica del corazón, con este estudio es posible averiguar más sobre el ritmo cardíaco, el tamaño y funcionamiento de las cavidades del corazón y el músculo cardíaco. Existen dos variaciones principales de la técnica. La primera se denomina "prueba de esfuerzo" o "protocolo de Bruce" el registro se realiza mientras el paciente hace ejercicio de forma controlada, en una bicicleta o banda sin fin. Se emplea para determinar la tolerancia al esfuerzo tras un episodio de angina o infarto. En la segunda, "monitorización permanente", de 24 horas o protocolo de Holter, el paciente lleva durante un período prolongado (uno o dos días) un aparato que va registrando continuamente el electrocardiograma. Se emplea en casos de arritmias esporádicas y dolores de tipo anginoso. Actualmente la aparición de aparatos portátiles (tamaño tarjeta de crédito) para grabación de eventos puntuales puede volver obsoleta la técnica, aunque sigue siendo el estándar [4].

2. TEORÍA

Cardiopatías: son trastornos cardiovasculares que afectan la capacidad del corazón para funcionar normalmente [1]. Taquicardia: Es un proceso en el que velocidad del corazón aumenta de forma más intensa de lo habitual, también es conocida como arritmia cardíaca y se produce cuando el corazón late a una velocidad mayor a los 100 latidos por minuto. Bradicardia: Es un proceso en el que velocidad del corazón disminuye y se define por un ritmo cardíaco menor a los 60 latidos por minuto.

Normal: la frecuencia cardíaca normal varía entre 60 y 100 latidos por minuto.

Los circuitos utilizados en este proyecto fueron los siguientes:

El "Flip-flop" es el nombre común que se le da a los dispositivos de dos estados, que sirven como memoria básica para las operaciones de lógica secuencial usados para el almacenamiento y transferencia de datos digitales y se usan normalmente en unidades llamadas "registros", para el almacenamiento de datos numéricos binarios.

El flip-flop J-K es una mezcla entre el flip-flop S-R y el flip-flop T. Almacenamiento y transferencia de datos: Los datos pueden representar valores numéricos (por ejemplo: números binarios, decimales codificados en BCD), generalmente se almacenan en un

grupo de FF se dice que es un registro cuando dos o más FF están conectados entre sí. Un registro de corrimiento es un grupo de FF conectados de tal forma que los números binarios almacenados en él son desplazados de un FF al siguiente con cada pulso de reloj. En la figura 1 se muestra el diagrama eléctrico del circuito contador utilizado en este proyecto.

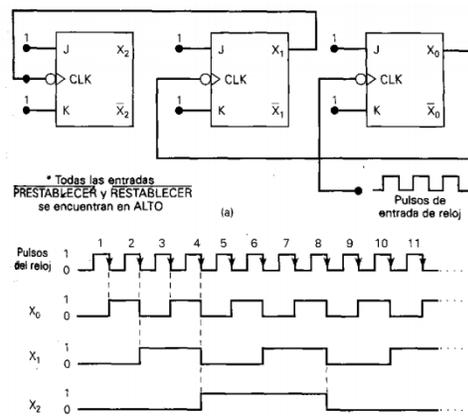


Figura 1. La sucesión de pulso de reloj solo se aplica solamente a la entrada CLK del FF X0, la salida X0 se conecta a la entrada CLK del FF X1 y su salida a la entrada del FF X2.

El circuito integrado TTL 7485 comparador de 4 bits, es un circuito que realiza la comparación de dos palabras A y B de N bits tomadas como un número entero sin signo e indica si son iguales o si una es mayor que otra en tres salidas $A = B$, $A > B$ y $A < B$. Solo una de estas salidas estará a 1 y las demás estarán a 0 dependiendo de los valores de las entradas. Estos circuitos que comparan el valor binario de dos números son de 4 bits proporcionando información de cuál es mayor, menor, o si ambos son iguales [5].

3. PARTE EXPERIMENTAL

El arreglo experimental del circuito electrónico detector de cardiopatías montado se encuentra en la figura 2, donde se observa en el osciloscopio que se detecta la frecuencia, y se está el circuito contador. En la figura 3 se muestra el diagrama eléctrico del circuito detector de cardiomiopatías.

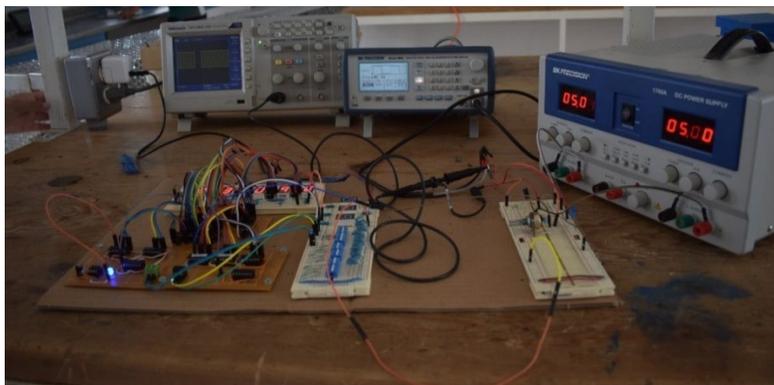


Figura 2. Circuito electrónico detector de cardiopatías.

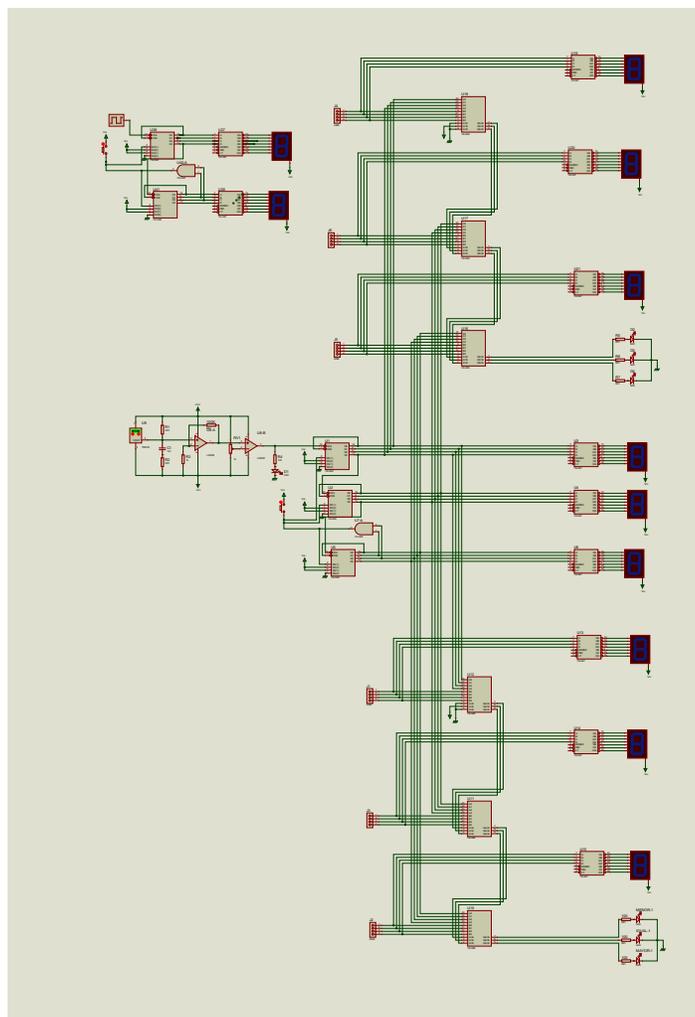


Figura 3. Diagrama electrónico de circuito detector de cardiopatías.

En la figura 4 se muestra el diagrama eléctrico del circuito de reloj ajustado a 60 segundos

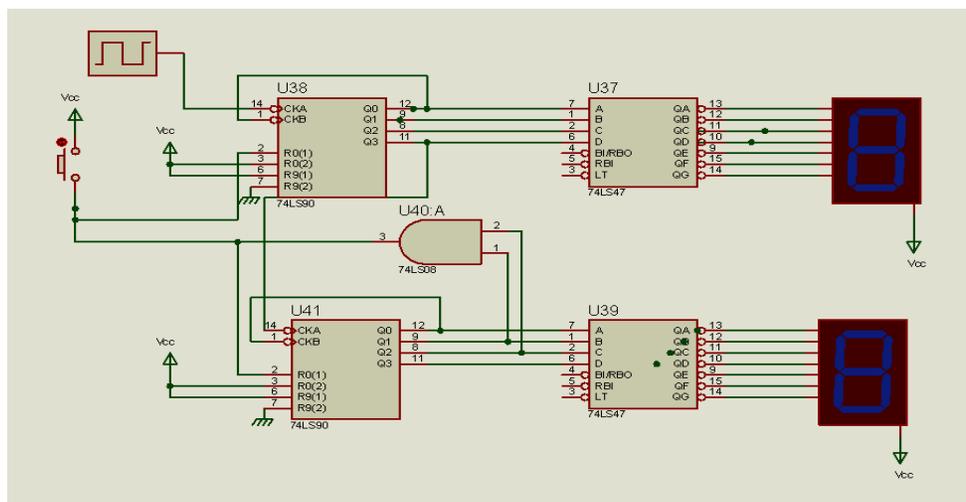


Figura 4. Diagrama de circuito de reloj ajustado a 60 segundos.

La señal detectada por el sensor es muy débil en voltaje, por lo que se acondiciona la señal para amplificarla y detectar los niveles de voltaje, en la figura 5 se muestra el diagrama eléctrico.

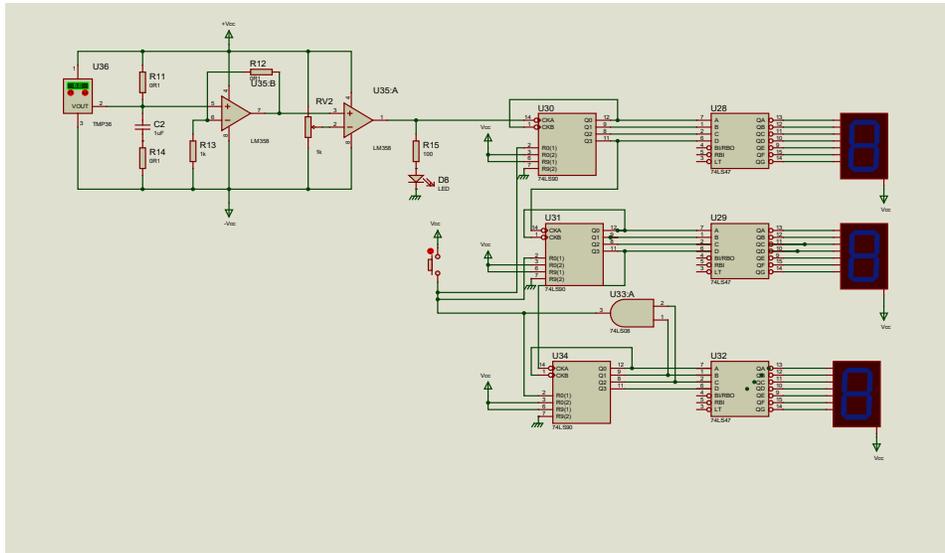


Figura 5. Diagrama de proceso de filtrado y amplificado para posteriormente contabilizarse.

Una vez detectada la frecuencia cardiaca, se utiliza un circuito comparador de magnitud, donde se detecta si es menor o mayor a 60 latidos por segundo, este circuito se muestra en la figura 6.

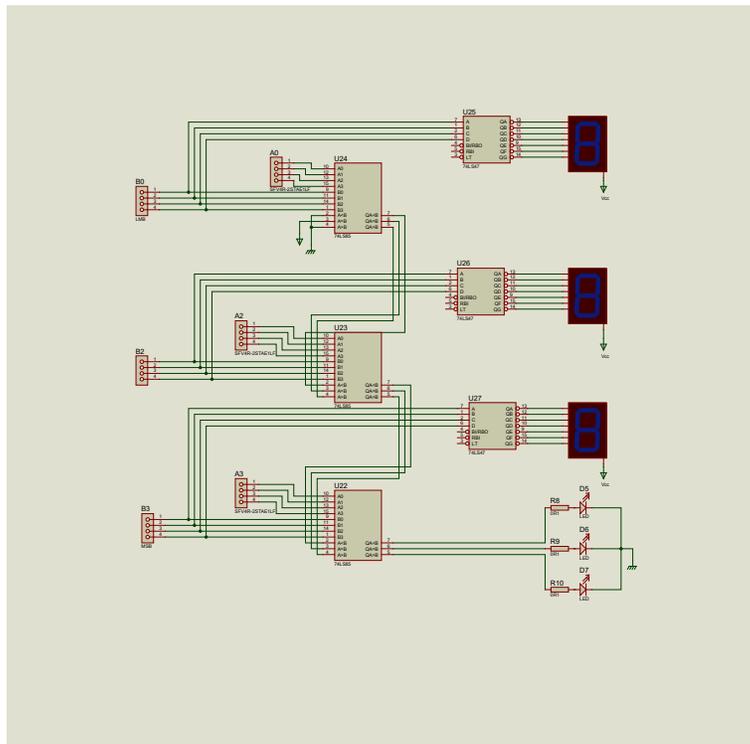


Figura 6. Comparador de magnitud, donde se determinará en qué estado se encuentra la frecuencia cardiaca mayor, igual, menor.

El proceso de funcionamiento del circuito electrónico detector de cardiopatías es el siguiente:

1. Un sensor detecta la frecuencia cardiaca en la yema del dedo.
2. Esto pasa a un circuito amplificador.
3. Pasa al circuito contador y al circuito comparador
4. Se detecta el rango de frecuencia indicando si es taquicardia, normal o bradicardia por medio de una luz led.

4. CONCLUSIONES

Las afecciones cardiacas son un proceso que necesitan revisión continua por parte del médico, por lo que es importante consideran nuevas herramientas de diagnóstico, este circuito puede ayudar al médico en una revisión rápida e indicarle si la frecuencia cardiaca del paciente es alta, normal o baja de tal forma que puede dar un mejor seguimiento, los circuitos utilizados en este proyecto son base de la electrónica digital, sin embargo como perspectiva de trabajo de este proyecto se disminuirá la circuitería y se programará el conteo.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Clínica Internacional. Visible body: Cardiopatía: Causas, Síntomas y Complicaciones. Recuperado de <https://www.clinicainternacional.com>.(2017)
- [2] Informe Sobre Salud De Los Mexicanos. Diagnostico General de la Salud Poblacional. (2015)
- [3] Amy Scholten, Bradicardia, Bradirritmia. (2004).
- [4] Alejandra Prieto. Visible body: Electrocardiograma. Recuperado de <http://www.cenetec.gob.mx>.(2015).
- [5] Ronald J. Tocci, Neal S. Widmer.Sistemas Digitales: principios y aplicaciones, Prentice-Hall Hispanoamericana. (2007).

IDENTIFICACIÓN DE PATOLOGÍAS CARDÍACAS MEDIANTE EL USO DE REDES NEURONALES DIFERENCIALES

Omar Alejandro Linares Escobar^a, Héctor García Estrada^a, Karen Jazmín Mendoza Bautista^a, María Guadalupe Ramírez Sotelo^b, Agustín Ignacio Cabrera Llanos^a.

^aDepartamento de Bioprocesos, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología, Instituto Politécnico Nacional, CDMX, México

omar.ypj@gmail.com

^bDepartamento de Bioingeniería, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología, Instituto Politécnico Nacional, CDMX, México

acabrerall@ipn.mx mgramirez@ipn.mx

RESUMEN

Se presenta el desarrollo de una red neuronal diferencial (DNN) en LabVIEW aplicada a la identificación de señales cardiacas con diferentes patologías. El proyecto consta de tres etapas: generación de la señal, su adquisición y el procesamiento dentro de DNN. Para la generación, se emplea el Toolkit NI Biomedical de LabVIEW, el cual permite seleccionar diversas cardiopatías y la tarjeta DAQ NI USB-6211, permitiendo generar diferentes biopotenciales en tiempo real. Posteriormente se adquieren las señales mediante la tarjeta DAQ NI USB-6009 y son sometidas a la DNN, durante este proceso se observan tres gráficos: el de la señal adquirida de la patología seleccionada, el de la red y el del error diferencial entre ambos el cual es mínimo, concluyendo así, que la red realiza una identificación adecuada de los diversos biopotenciales.

Palabras clave: LabVIEW, DAQ, electrocardiograma.

ABSTRACT

We present the development of a differential neural network (DNN) in LabVIEW applied to the identification of cardiac signals with different pathologies. The Project consists of three stages: generation of the signal, its acquisition and processing within DNN. For the generation, the LabVIEW NI Biomedical Toolkit is used, which allows to select various cardiopathies and the NI USB-6211 DAQ card, allowing the generation of different biopotentials in real time. Subsequently the signals are acquired by the DAQ NI USB-6009 card and are submitted to the DNN, during this process, three graphs are observed: the signal acquired from the selected pathology, the network and the differential error between both, which is minimal, thus concluding that the network performs an adequate identification of the different biopotentials.

Keywords: LabVIEW, DAQ, electrocardiogram.

1. INTRODUCCIÓN

En este trabajo se realiza el seguimiento de una DNN a distintas señales fisiológicas, las cuales son generadas y adquiridas gracias a las tarjetas NI-DAQ y visualizadas mediante la plataforma de programación LabVIEW.

A. Cardiopatía

Se entiende por cardiopatía a la alteración del corazón y de sus grandes vasos que existen, problemas con su estructura y correcto funcionamiento. Existen muchos tipos de enfermedades cardíacas pero la causa más común es el estrechamiento o bloqueo de las arterias coronarias, los vasos sanguíneos que suministran sangre al propio corazón. A esto se le llama enfermedad de las arterias coronarias y se desarrolla lentamente con el transcurso del tiempo. Es la causa más importante por la cual las personas sufren infartos. Estas alteraciones son reflejadas en estudios completos de la señal de electrocardiograma.

B. Red neuronal diferencial

Una red neuronal diferencial (DNN, por sus siglas en inglés) es propuesta como un modelo estimador de estados de acuerdo con los principios descritos en 1986 por Rumelhart y McClelland, haciendo a la neurona artificial el principal elemento de la red, la cual se organizará en capas. J. Hopfield propuso el principio de funcionamiento de una red estable y recurrente, que consiste en un grupo de neuronas donde la salida de cada neurona sirve como retroalimentación en las entradas, a excepción de su propia entrada. Esta red surge de la teoría del control geométrico basada en la geometría diferencial¹. El proceso de entrenamiento es un proceso iterativo en el que se aplican las señales de entrada y se calcula la salida; el proceso se repite hasta que la señal de salida es constante, que es cuando se dice que la red es estable.

C. LABVIEW

El uso de la tarjeta DAQ NI USB-XXXX permite una facilidad de programación en el software LabVIEW el cual, es un lenguaje gráfico de programación, utilizado como estándar en el desarrollo de aplicaciones de test y medida, control de instrumentación y sistemas de adquisición de datos por medio de la generación de VI (Virtual Instrument). National Instruments ha ido desarrollando desde hace 5 años nuevas áreas estratégicas, relacionadas con nuevos campos de trabajo como Simulación, Diseño de Control, sistemas embebidos en tiempo real (FPGAs, DSPs, microprocesadores), algoritmos matemáticos avanzados, entre otras cosas. LabVIEW cuenta con una caja de herramientas exclusivas para la tarjeta DAQ, en la cual encontramos los bloques de adquisición o generación de las señales, ya sean de tipo analógicas o digitales.

¹ Matich D.,(2001), Redes Neuronales: Conceptos Básicos y Aplicaciones. 1ra Ed., Universidad Tecnológica Nacional: México.

D. NI-DAQ 6211 Y NI-DAQ 6009

La tarjeta NI-USB-DAQ es una tarjeta de adquisición de datos multifuncional, posee alto rendimiento y alta velocidad de muestreo. Las especificaciones de la tarjeta y el soporte de proveedores externos hacen ideal su uso para un amplio rango de aplicaciones en nuestro caso el de la adquisición de datos, para la industria, laboratorios, control de procesos y automatización de sistemas en las fábricas. Dentro de sus características se encuentran sus 8 entradas analógicas y digitales ambas pueden configurarse como entradas o salidas por medio de software además posee 8 salidas digitales con 2 salidas analógicas utilizando un convertidor de aproximaciones sucesivas².

2. PARTE EXPERIMENTAL

El desarrollo del proyecto fue dividido en tres etapas diferentes: simulación y generación de señales, adquisición física y seguimiento de la red neuronal. A continuación, se describen cada uno de estos apartados.

A. Simulación y generación de señales.

Para poder trabajar con distintas señales fisiológicas de interés sin la necesidad de elegir varios pacientes con estas patologías, se realizó la simulación de electrocardiogramas con alteraciones gracias al Toolkit NI Biomedical de LabVIEW, el cual cuenta con un bloque específico para la simulación de ECG como se muestra en la Fig. 1.

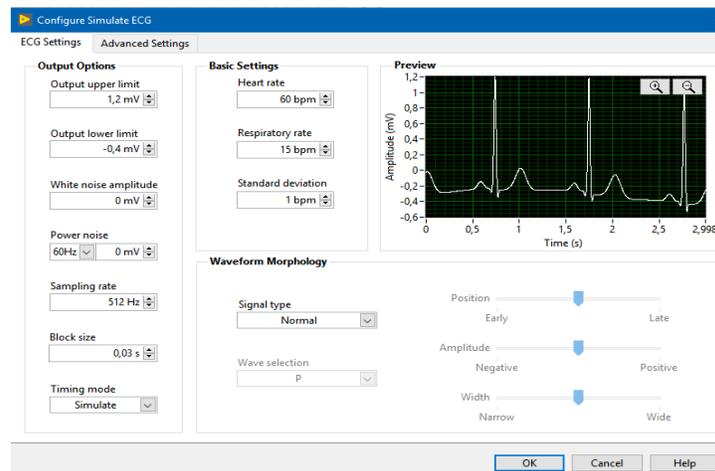


Figura 1. Configuración de simulación de ECG con el NI Biomedical Toolkit

En la Fig. 2. Se visualizan las señales que pueden ser simuladas, entre las cuales se eligieron las enfocadas en patologías cardíacas.

² National Instruments, (2018), "Daq asistant", recuperado de: <https://www.ni.com/data-acquisition/esa/> ; el 25/04/2018

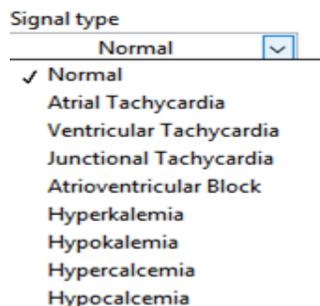


Figura 2. Señales cardiológicas posibles para simular

Posteriormente, se hizo la generación física de esta señal gracias a la tarjeta NI DAQ USB-6211 (Fig. 3) con la finalidad de que la adquisición sea de una señal real³.



Figura 3. NI DAQ USB-6211

B. Adquisición física

Para realizar el seguimiento de cualquier señal física, se hizo la adquisición de la señal simulada gracias a la NI DAQ USB-6009, la cual puede ser configurada dentro del diagrama de bloques de LabVIEW (Fig. 4).



Figura 4. USB DAQ-6009

Para facilitar el monitoreo de parte de la red neuronal, se eliminó el ruido de alta frecuencia configurando las entradas con una frecuencia de muestreo de 250 Hz como se muestra en la Fig. 5.

³ National Instruments. (27 de febrero de 2018). Manuales de Productos. Obtenido de National Instruments: <http://www.ni.com/pdf/manuals/376047c.pdf>

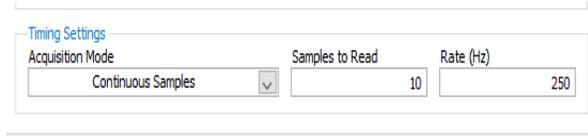


Figura 5. Configuración de DAQ-6009

C. Seguimiento de la DNN

Para realizar el análisis de señales no lineales como es el caso de ECG, se implementó la DNN. En la Fig. 6, podemos observar del lado izquierdo la analogía entre una neurona biológica y una neurona artificial, mientras que del lado derecho observamos la estructura de la red neuronal.

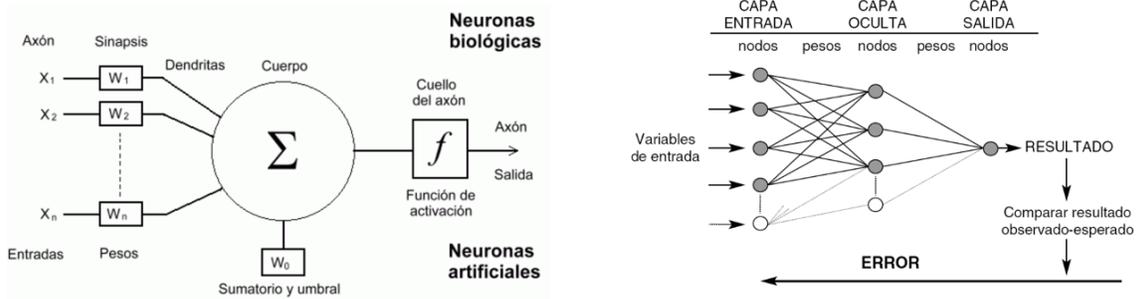


Figura 6. Neuronas artificiales y redes neuronales

La red neuronal diferencial está establecida por la siguiente ecuación:

$$\hat{x}_t = A\hat{x}_t + W_{1,t}\sigma(\hat{x}_t) + W_{2,t}\phi(\hat{x}_t) u_t \tag{1}$$

Donde:

A es una matriz perteneciente a los reales de $n \times m$.

\hat{x}_t es el vector de estados de la red neuronal.

$W_{1,t}, W_{2,t}$ son las matrices correspondientes a los pesos conectados entre capa y capa de la DDN.

u_t es la entrada.

$\sigma(\hat{x}_t)$ y $\phi(\hat{x}_t)$ están dadas por:

$$\sigma(\hat{x}_t) = \frac{a_1}{1 + e^{-a_2\hat{x}_t}} - a_3 \tag{2}$$

$$\phi(\hat{x}_t) = \frac{b_1}{1 + e^{-b_2\hat{x}_t}} - b_3 \tag{3}$$

Y Δt este dado por:

$$\Delta t = x_t - \hat{x}_t \tag{4}$$

Cabe resaltar que una red neuronal cuenta con leyes de aprendizaje, las cuales se describen como:

$$\frac{dw_{1,t}}{dt} = -K_1 P \Delta t \sigma^T(\hat{x}_t) \quad (5)$$

$$\frac{dw_{2,t}}{dt} = -K_2 P \Delta t \phi^T(\hat{x}_t) u_t^T \quad (6)$$

Donde K_1, K_2 son constantes positivas por medio de las cuales se lleva a cabo el ajuste de los pesos y se deben seleccionar mediante el método de prueba y error. P es una matriz definida positiva que proporciona la solución de una ecuación algebraica de Riccati descrita por:

$$A^T P + P A + P R P + Q = 0 \quad (7)$$

Donde se requieren los siguientes hechos:

- Hay una matriz definida positiva Q_0 tal que la ecuación de Riccati tiene una solución positiva $P = P^T > 0$
- También se requiere que las matrices R y Q estén descritas por (8 y 9).

$$R = \Lambda_f^{-1} + W_{1,t}^* \Lambda_\sigma^{-1} (W_{1,t}^*)^T + W_{2,t}^* \Lambda_\phi^{-1} (W_{2,t}^*)^T + K_1 \Lambda_1^{-1} K_1^T + K_2 \Lambda_2^{-1} K_2^T + \Lambda_{\xi}^{-1} \quad (8)$$

$$Q = D_\sigma + v_0 D_\phi + \Lambda_I + Q_0 \quad (9)$$

3. RESULTADOS

Se realizó un panel frontal en LabVIEW con la intención de ver el comportamiento del seguimiento de la red neuronal y su visualización en el panel frontal de la señal de entrada, salida y la gráfica de la señal de error para la señal que se le fuera ingresada.

En la Fig. 7 se muestra el seguimiento de la red para una señal sinusal normal con un error menor al 0.001 por parte de la red.

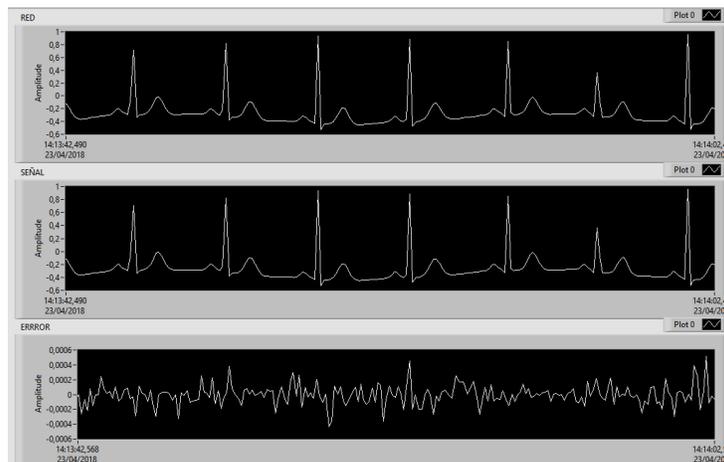


Figura 7. Panel frontal en funcionamiento para señal sinusal normal

Posteriormente se hicieron distintas mediciones para las patologías cardíacas simuladas con el *NI Biomedical Toolkit* (Fig. 8).

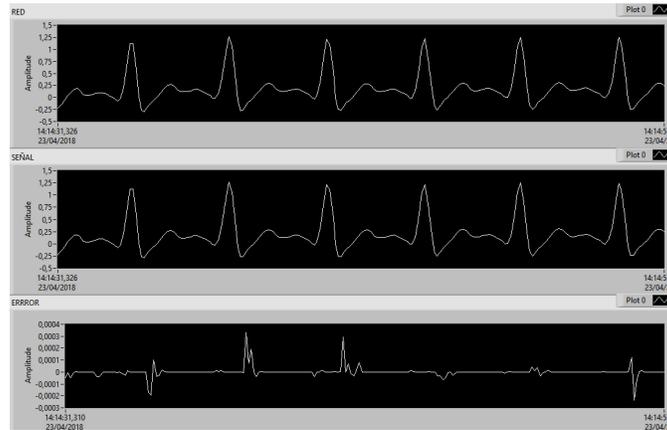


Figura 8. Seguimiento de Taquicardia Atrial

Se puede observar que, para el caso de Taquicardia Atrial, la DNN donde mayor trabajo tiene para minimizar el error es justamente en los cambios bruscos que se tiene en el complejo QRS (Fig. 9)

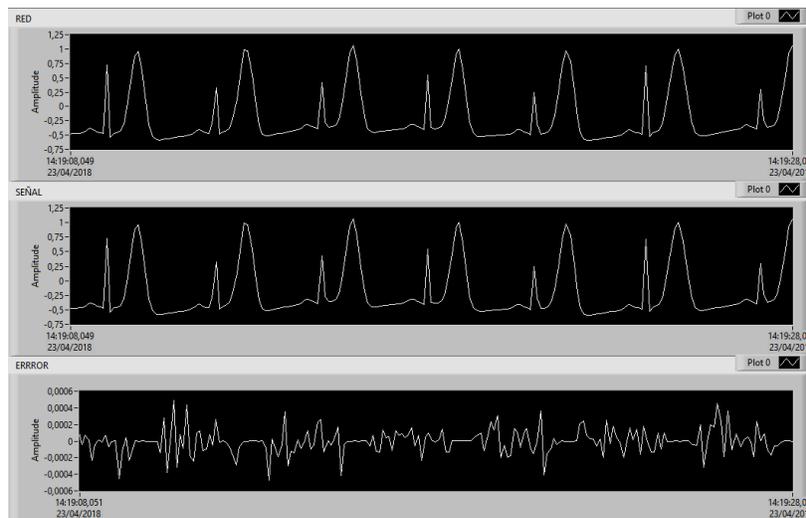


Figura 9. Seguimiento de Hipercalemia

La Hipercalemia produce un cambio repentino antes del complejo en la onda P, el cual es detectado en el seguimiento de la DNN (Fig. 10)⁴

⁴ Kligfield, P., Gettes, L. S., Bailey, J. J., Childers, R., Deal, B. J., Hancock, E. W., . . . Mirvis, D. M. (2007). Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. *Journal of the American College of Cardiology*, 1109-1127.

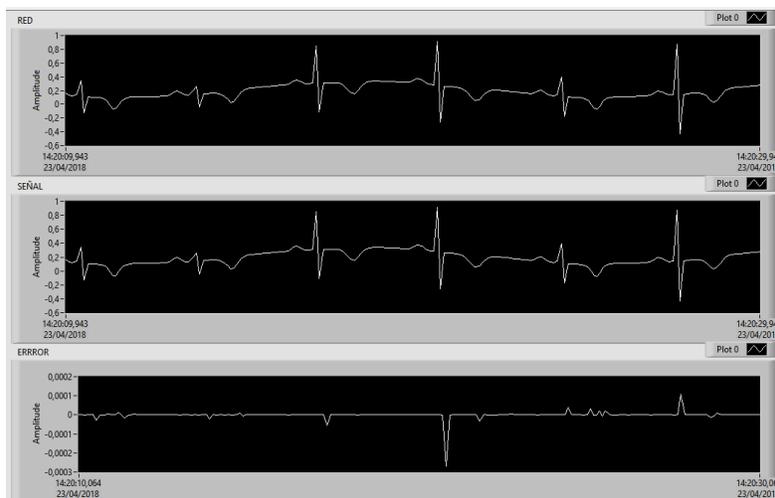


Figura 10. Seguimiento de Hipocalcemia

Al realizar estas distintas pruebas, se notó que, para un tipo de cardiopatía específica, le correspondía una gráfica del error característica, por lo cual se prosiguió a calcular el módulo de amplitud del error y la varianza de los datos tal como se muestra en la Tabla 1.

Tabla 1. Datos obtenidos de los errores de la DNN para distintas cardiopatías

Patología cardíaca	Amplitud del error	Varianza de datos
Taquicardia Atrial	0.00015886	2.09201E-08
Bloqueo Atrioventricular	0.00024701	1.9186E-08
Hipercalcemia	0.00020235	1.67782E-08
Hpercalemia	0.00023829	2.95814E-081
Hipocalcemia	0.00014058	1.90542E-08
Hipocalcemia	0.00022271	1.8611E-08
Taquicardia Juncional	0.00021965	1.8063E-08
Sinusal Normal	0.00021647	1.56E-08
Taquicardia Ventricular	0.00021818	2.55907E-08

4. CONCLUSIONES

Se implementó una red neuronal diferencial para el seguimiento de distintas señales fisiológicas, enfocándose en las electrocardiográficas. Se logró la comunicación de información entre NI USB 6009 y 6211 para la generación y adquisición respectivamente de la señal a trabajar. El algoritmo es capaz de seguir señales generadas con la simulación del entorno de LabVIEW con un error menor al 0.0005 entre la señal adquirida a la salida de la DNN. Este trabajo permite el paso a un proyecto a futuro en el que, a partir de un análisis por error correspondiente a la cardiopatía, se pueda realizar la identificación de ésta de manera automática.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Matich D., (2001), *Redes Neuronales: Conceptos Básicos y Aplicaciones*. 1ra Ed., Universidad Tecnológica Nacional: México.
- [2] National Instruments, (2018), “Daq assistant”, recuperado de: <https://www.ni.com/data-acquisition/esa/>; el 25/04/2018
- [3] National Instruments. (27 de febrero de 2018). *Manuales de Productos*. Obtenido de National Instruments: <http://www.ni.com/pdf/manuals/376047c.pdf>
- [4] Kligfield, P., Gettes, L. S., Bailey, J. J., Childers, R., Deal, B. J., Hancock, E. W., Mirvis, D. M. (2007). Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. *Journal of the American College of Cardiology*, 1109-1127.

PROPUESTAS PARA RESALTAR FRACTURAS EN IMÁGENES RADIOLÓGICAS POR PROCESAMIENTO DIGITAL DE IMÁGENES EN LABVIEW

H. García Estrada^a, M. G. Ramírez Sotelo, A. I. Cabrera Llanos^b

Departamento de Bioprocesos, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología, Instituto Politécnico Nacional, CDMX, hectorgaes@gmail.com, aicllbuda@yahoo.com

RESUMEN

En el presente trabajo se presentan dos propuestas para resaltar fracturas en radiografías a partir de metodologías diferentes: detección de bordes y extracción de la sección cortical. En el caso de detección de bordes se utilizaron operadores de la primera derivada (Sobel) para obtener los cambios de intensidad que se encuentran en los bordes, aplicándolos de forma vertical y horizontal para obtener dos imágenes de gradiente, sumando ambas imágenes para obtener el gradiente general de la imagen. Posteriormente, se binariza el gradiente y se resta a la imagen original dejando marcadas en negro las zonas donde se detectó borde. Para extracción de la cortical, se binariza la imagen considerando el valor de intensidad del hueso sano, a continuación, se resta la imagen binarizada a la imagen original eliminando el hueso en la radiografía, obteniendo el tejido blando y las interrupciones de los huesos, posteriormente se binariza la imagen del tejido blando y se resta a la imagen original resultando únicamente el hueso, marcando en negro el tejido blando, así como las interrupciones de los huesos, resaltando de esta manera las fracturas. Se presentan resultados de ambos procedimientos comparándolos con las radiografías originales, siendo validadas con personal médico.

Palabras clave: LabVIEW, procesamiento de imágenes, bordes, cortical, binarización, Sobel

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Imágenes radiológicas y fracturas óseas

Las imágenes radiológicas son el resultado de exponer regiones del cuerpo humano a emisiones controladas de rayos X, con finalidad de realizar un diagnóstico a partir de la imagen obtenida. Desde el descubrimiento de los rayos X por Wilhelm Conrad Röntgen y su posterior aplicación a la medicina a finales del siglo XIX, el diagnóstico por imagen ha tenido una gran cantidad de aplicaciones pasando por identificación de objetos extraños en el cuerpo humano a detección de enfermedades pulmonares [1]. Las imágenes obtenidas tienen la característica de que entre mayor sea la intensidad del objeto expuesto a los rayos X, mayor será la intensidad en la imagen [2], permitiendo la visualización del esqueleto.

Se dice que hay una fractura ósea cuando la continuidad de un hueso se ve interrumpida de forma total o parcial. La principal técnica de diagnóstico para fracturas es la adquisición de radiografías de la zona de interés [3].

De acuerdo con la memoria estadística del instituto mexicano del seguro social, (IMSS), en el 2016, el 10.15% de los pacientes atendidos por accidentes de trabajo fueron fracturas óseas [4].

1.2 Procesamiento digital de imágenes

El procesamiento digital de imágenes es un conjunto de técnicas usadas para analizar y obtener información de imágenes digitales. Estas técnicas utilizan los valores numéricos de la matriz que conforma una imagen digital, donde cada posición de la matriz es un pixel, y cada valor una intensidad asociada (Figura 1) [5].



Figura 1. Comparación entre imagen digital y su respectiva matriz

1.3 Bordes de una imagen

Se dice que hay un borde en una imagen cuando la intensidad de una sección de una imagen tiene un cambio abrupto (del blanco al gris oscuro, por ejemplo) [5].

Una de las técnicas más utilizadas para obtener los bordes de una imagen son los operadores de la primera derivada; la imagen resultante recibe el nombre de gradiente. De estos operadores uno de los más comunes es el operador Sobel [5].

1.4 LabVIEW

LabVIEW es un lenguaje gráfico de programación, cuya finalidad es el desarrollo de instrumentos virtuales. Debido a que la programación es gráfica, el lenguaje es bastante intuitivo y fácil de usar; lo que permite el desarrollo de diversas aplicaciones. Adicionalmente, LabVIEW cuenta con diferentes *toolbox* que le permiten desarrollar una gran cantidad de tareas [6].

2. METODOLOGÍA

El diagrama de flujo de ambas propuestas se muestra a continuación (Figura 2). Ambas propuestas se describirán de forma detallada a continuación.

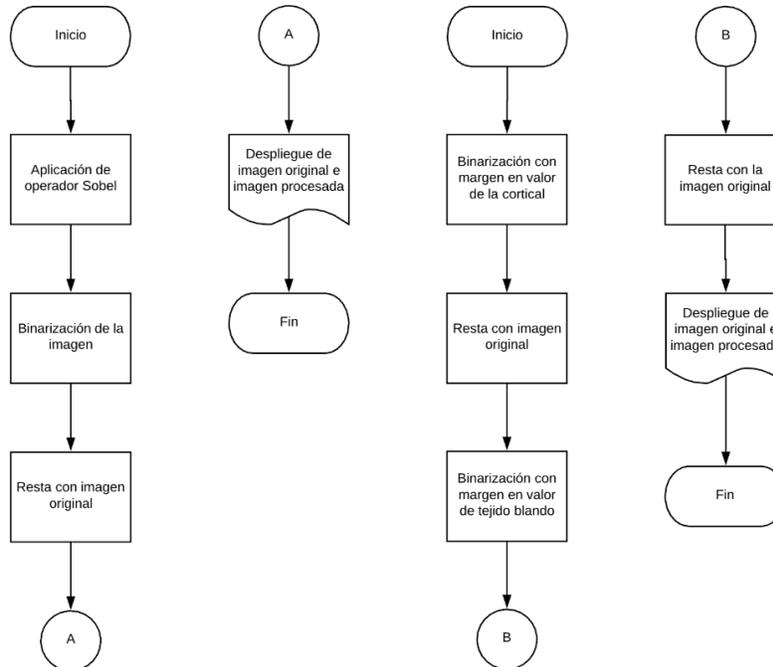


Figura 2. De izquierda a derecha diagrama de flujo de detección de bordes y de extracción de la cortical

2.1 Propuesta de detección de bordes

La propuesta de extracción de bordes empieza filtrando la radiografía con un filtro de suavizado gaussiano. Siendo el filtrado de la imagen el resultado de aplicar iterativamente la convolución de la imagen original con una matriz kernel definido por la ecuación 1.

$$f_o = \sum_{m=1}^k \sum_{n=1}^k f \left(x - \frac{k+1}{2} + m, y - \frac{k+1}{2} + n \right) h(m, n) \quad (1)$$

Donde f_o es la imagen filtrada, f es la imagen original y h es una matriz de dimensiones de $k*k$. Dependiendo de los valores de h , el filtro puede ser pasa bajas o pasa altas.

Después de que la imagen es filtrada, se aplica la ecuación 1 utilizando los operadores Sobel en eje x y en el eje y, obteniendo los gradientes individuales, ambos gradientes se suman para obtener el gradiente general de la imagen. El gradiente general es binarizado utilizando la ecuación 2.

$$g_b(x, y) = \begin{cases} 255 & a \leq g(x, y) \leq b \\ 0 & \text{c. o. c} \end{cases} \quad (2)$$

Donde g_b es la imagen binarizada, g la imagen de entrada y $[a, b]$ el intervalo de binarización. Ya que se obtuvo la imagen binarizada, se le resta a la imagen original obteniendo dejando las zonas con bordes en negro.

2.2 Propuesta de extracción de la cortical

La propuesta de extracción de la cortical es el resultado de aplicar la ecuación 2 con intervalos definidos en los que se encuentra la intensidad del hueso sano. Esta imagen resultante es restada de la radiografía original para eliminar el hueso o cualquier otro objeto que interfiera con las zonas de tejido blando.

A continuación, la imagen de tejido blanco es binarizada y extraída de la radiografía original dejando únicamente el hueso en radiografía exponiendo las interrupciones.

3. RESULTADOS

Ambas propuestas fueron aplicadas a varias radiografías facilitadas por el Hospital General Regional (HGR) No. 25 del IMSS, siendo la condición para ser ingresadas que estas fueran de Tibia y/o Perone.

Los resultados de ambas metodologías se muestran a continuación en un caso de un paciente con férula de yeso (Figura 3).

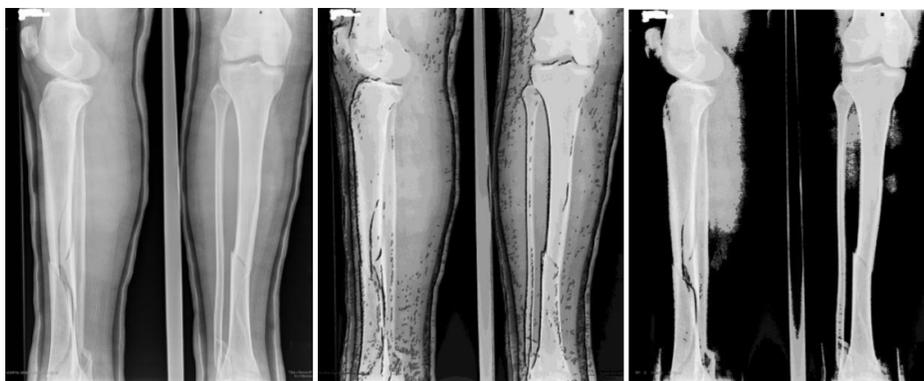


Figura 3. De izquierda a derecha, radiografía original, resultado de detección de bordes y resultado de extracción de la cortical

También se muestran los resultados de ambos programas, junto con la radiografía original de un paciente con fractura.



Figura 4. De izquierda a derecha, radiografía original, resultado de detección de bordes y resultado de extracción de la cortical

Las imágenes resultantes del análisis de ambas propuestas se presentaron a médicos con especialidad en Urgencias Médicas del HGR 25, para revisar cual de ellas es mejor para diagnóstico. El personal médico comento que e diagnóstico se facilita mediante la propuesta de extracción de la cortical.

4. CONCLUSIONES

Se presentan dos propuestas de procesamiento digital de imágenes para diagnóstico radiológico, obteniendo resultados en ambas. En el caso de extracción de bordes, se observa como el programa puede detectar zonas de interrupción más finas, pero se ve más susceptible al ruido por hueso poroso o irregularidades en la imagen. En lo que respecta a extracción de la cortical, se puede apreciar cómo, es menos susceptible al ruido, pero, llega a dejar fuera algunas secciones con líneas finas. A partir de la retroalimentación con el personal médico, se llego a que el algoritmo de extracción de la cortical puede ser usado como una herramienta para la enseñanza de la práctica médica. Adicionalmente, las imágenes posprocesadas pueden ser utilizadas para entrenar sistemas de clasificación de imágenes y generar un prediagnóstico mediante Software.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] L. S. C. M. Patizzi J., " The story of radiology," in A funfair for the sciences: popularising X-rays from 1896 to the present, Viena, Sociedad Europea de Radiología, 2012, pp. 9-12.
- [2] B.-M. A. G. C. Reiser M., Diagnóstico por la imagen: el sistema musculoesquelético, Buenos Aires: Médica Panamericana, 2012.
- [3] S. M., Ortopedia y Traumatología, Buenos Aires: Médica Panamericana, 2010.
- [4] Instituto Mexicano Del Seguro Social, "Memoria estadística 2016," Secretaria de Salud, Ciudad de México, 2017.
- [5] K. K. Ready S., Practical guide to machine vision software, Singapur: Wiley VCH, 2015.
- [6] P. J. Lajara J.R., Lajara J.R., Pelegri J., Madrid: Marcombo, 2011.

SISTEMA DE PRIORIZACIÓN DE FALLAS DE UN MONITOR DE SIGNOS VITALES A PARTIR DE LÓGICA FUZZY

Karen J. Mendoza Bautista ^a, Ángelo Pastrana Manzanero, María G. Ramírez Sotelo, Agustín I. Cabrera Llanos ^b,

Departamento de Bioprocesos, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología del Instituto Politécnico Nacional, México, CDMX,

^a mendoza_bautista@outlook.com, ^b aicllbuda@yahoo.com

RESUMEN

En el presente trabajo se muestra, el desarrollo de dos sistemas MISO (*Multi Input Single Output*), de lógica fuzzy, utilizado para la priorización fallas existentes en un monitor de signos vitales, tanto fallas fisiológicas como técnicas, el monitor empleado para el diseño cuenta con: electrocardiograma (ECG), frecuencia cardiaca (FC), frecuencia respiratoria (FR), temperatura (T) y saturación parcial de oxígeno (SPO2). Ambos sistemas poseen las etiquetas de salida: normal, leve, moderado y crítico. Posteriormente de ser diseñados los sistemas fuzzy MISO, se realizó una prueba Montecarlo comprobando la funcionalidad de estos.

Palabras clave: monitor de signos vitales, priorización de fallas, lógica fuzzy.

ABSTRACT

This paper shows the development of two MISO systems (*Multi Input Single Output*), of Fuzzy logic, used to prioritize existing failures in a vital signs monitor, both physiological and technical failures, the monitor used for the design has: electrocardiogram (ECG), heart rate (FC), respiratory rate (FR), temperature (T), and partial oxygen saturation (SPO2). Both systems have the output tags: normal, leve, moderado y crítico. After being designed the fuzzy MISO systems, a Monte Carlo test was carried out checking the functionality of these.

Keywords: vital sings monitor, prioritization failures, fuzzy logic.

1. INTRODUCCIÓN

En el desarrollo de los sistemas de priorización de las fallas de un monitor de signos vitales, se considera los tipos de errores que pueden existir en estas, creando dos sistemas fuzzy MISO (*Multi Input Single Output*) los cuales toman en cuenta las variables existentes en cada tipo de error, así como los valores en los que estas se consideran normales y en los que son anormales. Los sistemas fuzzy fueron realizados con la plataforma de LabVIEW, misma donde se realizó la prueba de funcionalidad, método Montecarlo.

2. TEORÍA

A. Los monitores de signos vitales

Los monitores de signos vitales surgen como una necesidad de evaluar de manera constante las condiciones fisiológicas de los soldados heridos de guerra después de la segunda guerra mundial, con el fin de mantenerlos dentro de los niveles considerados como normales y, por lo tanto, disminuir el número de muertes durante la hospitalización [1].

Como su nombre lo dice, los signos vitales son señales o reacciones que presenta un ser humano con vida que revelan las funciones básicas del cuerpo. De acuerdo con el CENETEC [2], los principales parámetros fisiológicos que proporcionan los monitores de signos vitales son: la frecuencia cardíaca (FC), la frecuencia respiratoria (FR), la presión sanguínea no invasiva (PANI), temperatura (T), la saturación de oxígeno (SPO2) y la electrocardiografía (ECG).

Según [3], los monitores de signos vitales pueden mostrar dos tipos de fallos: fisiológico y/o técnicas, en la tabla 1 podemos observar una clasificación de fallas de acuerdo con su nivel de prioridad.

TABLA I. Clasificación de las fallas de acuerdo a su gravedad

Clasificación de la gravedad.			
<i>Nivel</i>	<i>Color</i>	<i>Falla fisiológica</i>	<i>Falla técnica</i>
Alta	Rojo	Situación en la que pone en peligro la vida del paciente	Un fallo grave en el dispositivo en el que el monitor no puede detectar un estado crítico del paciente
Media	Naranja	Constantes anormales del paciente	Fallo del dispositivo que no ponga en riesgo la vida del paciente.
Bajo	Amarillo	Constantes anormales del paciente, ligeramente superior a la normal.	Mal funcionamiento del dispositivo, pero no pone en riesgo la vida del paciente.

B. Lógica fuzzy (difusa)

La lógica *fuzzy* o lógica difusa es una rama de la inteligencia artificial, la cual permite simular el proceso del pensamiento humano a partir de incertidumbres o juicios de valor. Lo que se logra utilizando como referencia sistemas basados en el conocimiento.

A diferencia de la lógica Booleana que considera la pertenencia absoluta o la no pertenencia de la variable a analizar con un conjunto, la lógica difusa toma en cuenta valores de

pertenencia a dicho conjunto, variando los valores entre el 0 y el 1. Adicionalmente la lógica difusa permite hacer relación de variables lingüísticas, agregando etiquetas a las funciones de membresía.

Para lograr los valores de pertenencia, se utilizan variables de membresía, las cuales relacionan los valores que puede tener la variable con la pertenencia al conjunto. A partir de la función de membresía la variable pasa por un proceso de *fuzzificación* por el cual se obtiene el valor de pertenencia dentro de las funciones a las que llegue a pertenecer. Posteriormente se evalúa la entrada a partir de un conjunto de reglas que define el usuario, el resultado de esta evaluación pasa por un proceso de *defuzzificación* y se obtiene la salida del sistema.

C. Método Monte Carlo

Se denomina *método o simulación de Monte Carlo* es una serie de procedimientos que permiten analizar las distribuciones de las variables aleatorias mediante el uso de números aleatorios.

Es un método aplicable a problemas determinísticos o estocásticos, y da solución a diversos problemas matemáticos de muestreo estadístico a partir de uso de ordenadores, el método de Monte Carlo, a diferencia de otros métodos utilizados usa el objeto de investigación como el objeto en sí, a través de un número aleatorio o pseudo-aleatorio que permite estudiar el modelo.

La simulación Monte Carlo parte de crear un modelo matemático del sistema para analizar, e identificar las variables de entrada del modelo que poseen un comportamiento aleatorio, a las cuales se les asigna un número aleatorio como se mencionó anteriormente, posteriormente a la identificación de estas variables se realiza un experimento que consta de:

- Generar muestras aleatorias para las variables de entrada, mediante un ordenador.
- Analizar el comportamiento del sistema con los valores generados.

Se repite n veces el experimento, y observa el comportamiento del sistema en n repeticiones, a fin de comprender el comportamiento del sistema [6].

D. LabVIEW

LabVIEW, acrónimo de Laboratory Virtual Instrumentation Engineering Workbench, es un entorno de desarrollo integrado y diseñado especialmente para ingenieros y científicos. Nativo de LabVIEW es un lenguaje de programación gráfica (G) que utiliza un modelo de flujo de datos en lugar de líneas secuenciales de código de texto, lo que le permite escribir código funcional utilizando un diseño visual que se asemeja al proceso de pensamiento. Esto significa que el programador emplea menos tiempo preocupándose por el por punto y coma y la sintaxis y más tiempo resolviendo los problemas que importan [7].

3. PARTE EXPERIMENTAL

A. Fallas fisiológicas

Las variables consideradas dentro de las fallas fisiológicas (FF) son:

- La frecuencia cardíaca (FC)
- La frecuencia respiratoria (FR)
- Temperatura (T)
- Saturación parcial de oxígeno (SPO2)

Esto es debido al hecho de que el monitor de signos vitales a la que aplicar el sistema de priorización de fallas sólo con la medición de: electrocardiograma, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, temperatura y saturación de oxígeno parcial, carente de la monitorización de la presión sanguínea no invasiva (PANI) [2].

Los parámetros considerados como normales y anormales para el desarrollo de la difusa del sistema fisiológico del MISO se basan en los errores marcados en [4].

B. Fallas técnicas

Fallas técnicas (FT) son aquellos que dependen del dispositivo (circuito), en el caso concreto del sistema fue diseñado para la priorización de este tipo de falla se consideran fracasos en:

- En la fuente de alimentación (pilas).
- Electrodo
- Oxímetro de pulso
- Sensores: temperatura y respiración.

Tomando en cuenta los niveles de funcionalidad de estos.

C. Desarrollo de sistemas

Los sistemas se han desarrollado teniendo en cuenta las variables mencionadas en los incisos A y B del apartado de desarrollo, las reglas fueron establecidas por el experto, en este caso, el diseñador de ambos sistemas, y se establecieron las salidas de ambos sistemas como (Fig. 1):

- Normal
- Leve
- Moderado
- Crítico

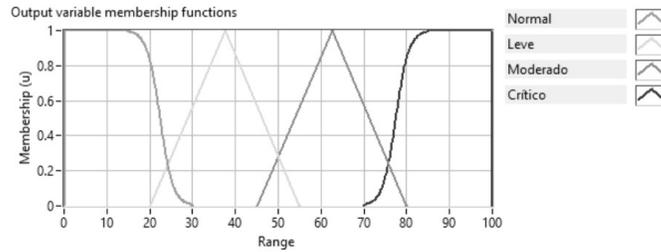


Fig. 1 Variables de salida de la composición de los sistemas MISO

4. RESULTADOS

En las Fig. 2 y Fig. 3 se muestran dos superficies obtenidas de los sistemas MISO, una de las fallas fisiológicas y la otra de fallas técnicas, respectivamente.

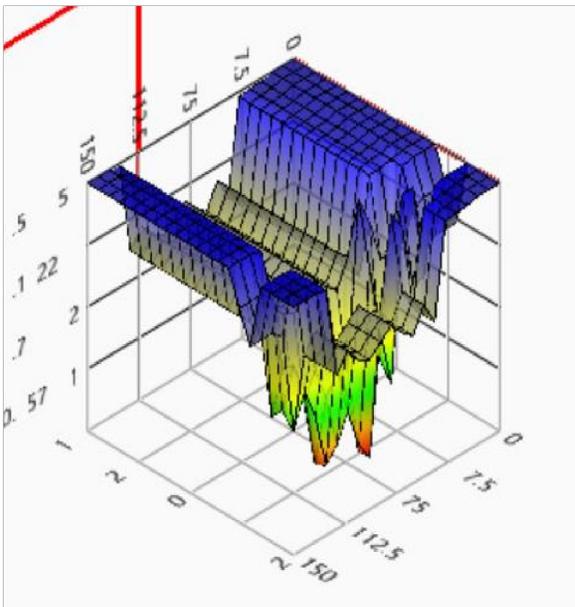


Fig. 2 Superficie de fracasos fisiológicos (FC-T)

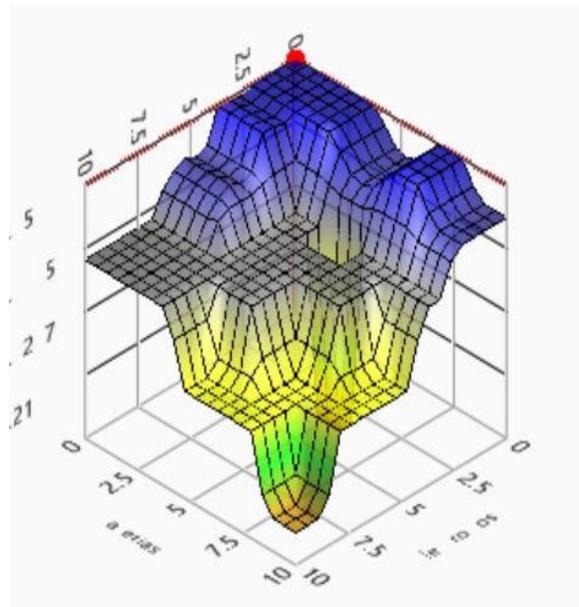


Fig. 3 Superficie de fallas técnicas (E-B)

Tras el establecimiento de las reglas, se demostró la funcionalidad de los sistemas mediante la simulación Monte Carlo, para el cual fue creado un programa (Fig. 4) en LabVIEW.

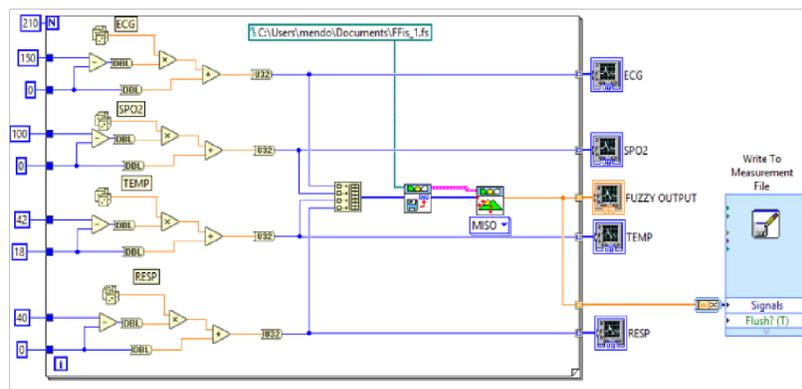


Fig. 4 programa de simulación de Monte Carlo (FF)

Para ambos sistemas se realizaron dos pruebas Montecarlo: uno con 100 muestras y otro con 2100 muestras (Fig.5 y Fig. 6)

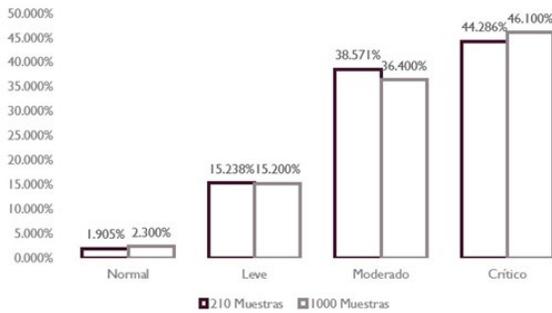


Fig. 5 Resultados de simulación de Monte Carlo en el MISO Sistema de FT

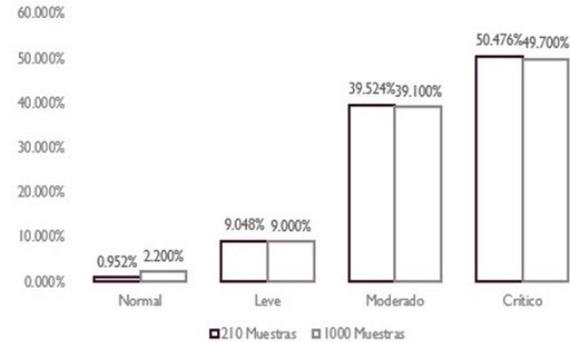


Fig. 6 Resultados de simulación de Monte Carlo en el MISO Sistema de FF

Posteriormente, se obtuvieron las medias y las varianzas de los sistemas, dichos datos se muestran en la Tabla 2.

TABLA II. Medias y las varianzas de las pruebas Monte Carlo

Prueba de Monte Carlo	Fallas fisiológicas		Fallos técnicos	
	Varianza	Media	Varianza	Media
210 muestras	14.51	75.71	2.45	7.53
1000 muestras	16.08	75.81	2.64	7.50

En ambos sistemas de lógica difusa, se observa una similitud de comportamiento en ambas pruebas Monte Carlo realizadas. Ambos sistemas muestran un bajo índice de valores simulados que caen sobre la etiqueta del normal, con sólo un 0,952% y el 2,2% de los casos de fallas fisiológicas, mientras que en el caso de fallas técnicas muestra 1.905% y 2.300%. En la etiqueta se muestra un leve incremento en la incidencia de casos en que la etiqueta anterior, con un 9,048% y 9% para FF, por otro lado, las FT tiene un 15,238% y 15,2%. Los valores de la etiqueta moderada en FF son de 39,524% y 39,1% en FT son 38,571% y 36,4%. La mayoría de los datos obtenidos de las simulaciones caen sobre la etiqueta crítico en ambos casos, lo que representa el 56,474% y el 49,7% de las FF, mientras que para las FT representa un 44,286% y 46.1% de los casos.

El comportamiento de las etiquetas aparentemente se comporta de manera exponencial, lo que puede atribuirse al comportamiento de las variables aleatorias, demostrado a partir de obtener las medias y varianzas de los sistemas.

5. CONCLUSIONES

Los sistemas de priorización de fallas construidos cuentan con diferentes parámetros, los cuales se establecieron de acuerdo con el tipo de falla, para el FF los valores de las funciones de pertenencia de las entradas en el sistema fluctúan de acuerdo con los valores que esto puede tomar, y los valores de salida fluctúan entre 0 y 100, mientras que para el FT los valores de las funciones de membresía de entrada y salida se distribuyen de 0 a 10. Se demostró la funcionalidad de estos algoritmos mediante la aplicación del método de Montecarlo. Estos sistemas muestran la funcionalidad y la aplicabilidad a los monitores de señales vitales con las mismas especificaciones.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Marshall Jhon C, Bosco Laura, Adhikari Neil K., Connolly Bronwen, Diaz Janet V., Dorman Todd, Fowler Robert A., Meyfroidt Geert, Nakagawa Satoshi, Pelosi Paolo, Vicent Jean-Louis, Vollman Kathleen, Zimmerman, «What is an intensive care unit? A report of the task force of the World Federation of Societies of Intensive and Critical Care Medicine», *ELSEVIER*, vol.37,p.270-276, 2018.
- [2] Secretaría de Salud, «Guías tecnológicas,» enero 2005. [En línea]. Available: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/13gt_monitores.pdf.
- [3] Secretaría de Salud. «Guía de referencia rápida» enero de 2005. Obtenido de CENETEC: <http://www.cenetec-difusion.com/CMGPC/ISSSTE-339-08/R.pdf>
- [4] Orea, A. A. (2017). Algoritmo difuso para la gestión de equipo médico, orientado por protocolos de prioridad, aplicado en el inventario del Hospital General 450 de Durango. Ciudad de México.
- [5] Cruz, P. P. (2010). Inteligencia artificial con aplicaciones a la Ingeniería. Ciudad de México: Alfaomega.
- [6] National Instruments, «Manuals,» 2004. [En línea]. Available: www.ni.com/pdf/manuals/371303n.pdf.

SISTEMA DE IDENTIFICACIÓN ONLINE USANDO REDES NEURONALES DIFERENCIALES

Héctor García Estrada^a, Karen J. Mendoza Bautista, Ángel Pastrana Manzanero^b,
María G. Ramírez Sotelo^d, Agustín I. Cabrera Llanos^c.

Departamento de Bioprocesos, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología del
Instituto Politécnico Nacional, México, CDMX.

^a hgarciaestrada@unm.edu, ^b apastranam1609@alumno.ipn.mx
^c acabrerall@ipn.mx, ^d mgramirez@ipn.mx

RESUMEN

En el presente trabajo, se muestra el desarrollo de un electrocardiograma de 12 derivaciones, con un identificador basado en una red neuronal diferencial. Para el electrocardiograma de 12 derivaciones se adquirieron 8 derivaciones utilizando amplificadores de instrumentación, mientras que las derivaciones restantes son calculadas, dichas son adquiridas mediante los canales diferenciales de la tarjeta USB DAQ-6009. Posteriormente, estas señales se filtran y procesan utilizando el programa "DONNSI", la derivación seleccionada en la interfaz gráfica será la que se despliegue para su visualización y a la vez será utilizada para su identificación mediante una red neuronal diferencial desarrollada en LabVIEW, adquiriendo resultados en tiempo real y teniendo errores de aproximación menores al 2%, presentes en las gráficas obtenidas de: la señal seleccionada, la red neuronal y la dinámica del error.

Palabras clave: Redes Neuronales Diferenciales (RND), Electrocardiograma, LabVIEW.

ABSTRACT

In the present work, the development of a 12-lead electrocardiograph is shown, with an identifier based on a differential neural network. For the 12-lead electrocardiograph, 8 leads were acquired using instrumentation amplifiers, while the remaining leads are calculated, these are acquired through the differential channels of the USB DAQ-6009 card. Afterwards, these are filtered and processed using the "DONNSI" program, the derivation selected in the graphical interface will be the one that is displayed for its visualization and at the same time it will be used for its identification through a differential neural network developed in LabVIEW, acquiring results in real time and having approximation errors of less than 2%, present in the graphs obtained from: the selected signal, the neural network and the error dynamics.

Keywords: Dynamic Neural Networks (DNN), Electrocardiogram, LabVIEW.

1. INTRODUCCIÓN

En el desarrollo de este sistema se considera el uso de un electrocardiograma (ECG), el cual permite realizar un estudio del corazón, esta señal es adquirida en tiempo real, y da la pauta para iniciar una red neuronal capaz de seguirla. Se realiza la adquisición de la señal mediante una tarjeta USB DAQ-6009, esta adquisición es la entrada a la red neuronal diseñada y programada mediante la plataforma de LabVIEW con la finalidad de visualizar el seguimiento de la misma red a la señal biológica especificada.

A. Electrocardiograma

El electrocardiógrafo es un dispositivo eléctrico que captura los potenciales eléctricos del corazón al registrar el voltaje que genera y transmite a través del cuerpo por medio de un sistema de electrodos, cables y una consola de grabación. Estos electrodos colocados en partes específicas del cuerpo son responsables de detectar las despolarizaciones cardíacas. El electrocardiograma estándar consta de 12 derivaciones, que se pueden dividir en:

- Monopolares (aVR, aVL, aVF, V1 a V6)
- Bipolares (DI, DII y DIII)

Las derivaciones monopolares aVR, aVL y aVF, surgieron en 1942, cuando Goldberger observó que las señales de Wilson podrían aumentar si se tomaba el promedio de los otros puntos involucrados. Por otro lado, las derivaciones de V1 a V6 completan la información necesaria para estudiar el corazón en los lados que proporcionan información sobre cómo ocurre la despolarización cardíaca con respecto a la parte anterior y posterior.

Las derivaciones bipolares constituyen un circuito cerrado y cumplen con una ley llamada Einthoven, la cual enuncia que la derivación 2 es directamente proporcional a la suma de las otras dos derivaciones bipolares ($DII = DI + DIII$). Esta relación puede usarse también para verificar la colocación correcta de los cables del equipo¹.

B. Red neuronal diferencial

Una red neuronal diferencial (DNN, por sus siglas en inglés) es propuesta como un modelo estimador de estados de acuerdo con los principios descritos en 1986 por Rumelhart y McClelland, haciendo a la neurona artificial el principal elemento de la red, la cual se organizará en capas.

En la Figura 1, podemos observar del lado izquierdo la analogía entre una neurona biológica y una neurona artificial, mientras que del lado derecho la estructura de una red neuronal.

¹ Rodríguez Martínez M. A., (2012). Electrocardiografía Clínica Básica. Departamento de Integración de Ciencias Médicas. UNAM. Facultad de medicina.

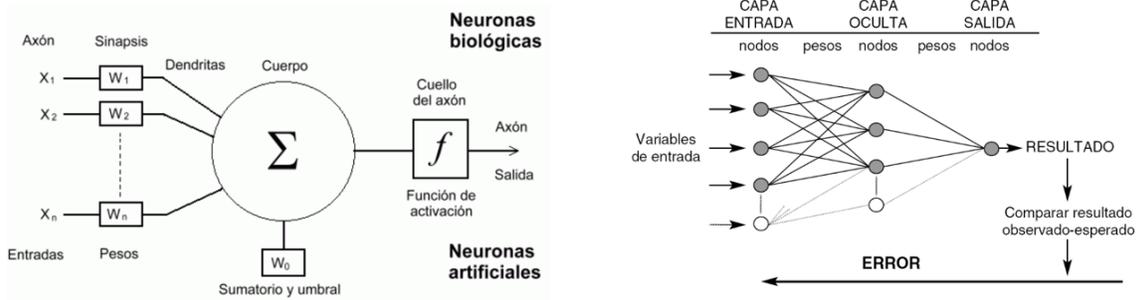


Figura 1. Neuronas artificiales y redes neuronales

La red neuronal diferencial está establecida por la siguiente ecuación²:

$$\hat{x}_t = A\hat{x}_t + W_{1,t}\sigma(\hat{x}_t) + W_{2,t}\phi(\hat{x}_t) u_t \quad (1)$$

Donde:

- A es una matriz perteneciente a los reales de $n \times m$.
- \hat{x}_t es el vector de estados de la red neuronal.
- $W_{1,t}$ y $W_{2,t}$ son las matrices correspondientes a los pesos conectados entre capa y capa de la red.
- u_t es la entrada del modelo.
- $\sigma(\hat{x}_t)$ y $\phi(\hat{x}_t)$ son funciones sigmoideas dadas por las siguientes relaciones:

$$\sigma(\hat{x}_t) = \frac{a_1}{1 + e^{-a_2\hat{x}_t}} - a_3 \quad (2)$$

$$\phi(\hat{x}_t) = \frac{b_1}{1 + e^{-b_2\hat{x}_t}} - b_3 \quad (3)$$

Cabe resaltar que una red neuronal cuenta con sus correspondientes leyes de aprendizaje, las cuales son enunciadas a continuación:

$$\frac{dw_{1,t}}{dt} = -K_1 P \Delta t \sigma^T(\hat{x}_t) \quad (4)$$

$$\frac{dw_{2,t}}{dt} = -K_2 P \Delta t \phi^T(\hat{x}_t) u_t^T \quad (5)$$

$$\Delta t = x_t - \hat{x}_t \quad (6)$$

Donde K_1, K_2 son constantes positivas, P es una matriz definida positiva y Δt la diferencia entre el vector de estados del sistema original y el vector de estados estimados de la red.

² Fonseca M., C. A. (2005). Independent Neuro-Fuzzy Control System. ELSEVIER, 237-242.

C. LabVIEW

El software conocido como LabVIEW es un lenguaje gráfico de programación, utilizado como estándar en el desarrollo de aplicaciones de test y medida, control de instrumentación y sistemas de adquisición de datos. LabVIEW cuenta con un grupo de VI's exclusivos para la tarjeta USB-DAQ-6009, los cuales permiten configurar, adquirir o generar diversos tipos de señales y enviarlos a la tarjeta, sin importar si son datos analógicos o digitales.

D. Ni USB DAQ-6009

La tarjeta NI USB DAQ-6009 es una tarjeta de adquisición de datos multifuncional, posee un alto rendimiento y alta velocidad de muestreo. Las especificaciones de la tarjeta y el soporte de proveedores externos hacen ideal su uso para un amplio rango de aplicaciones en nuestro caso el de la adquisición de datos, para la industria, laboratorios, control de procesos y automatización de sistemas en las fábricas. Dentro de sus características se encuentran sus entradas analógicas y digitales, las cuales usa empleando un convertidor de aproximaciones sucesivas³.

2. PARTE EXPERIMENTAL

El proyecto se realizó en cuatro actividades diferentes: Adquisición de las señales, procesamiento de estas, cálculo de las derivaciones restantes y seguimiento de la red neuronal. A continuación, se describen cada una de estas actividades.

A. Adquisición de las señales

Se realizó una amplificación con ganancia aproximada de 1000 a partir de la hoja de especificaciones del fabricante (ecuación 7). El amplificador de instrumentación debe cumplir con diversas características para el manejo adecuado de las señales, entre ellas están: CMRR alto, impedancia de entrada alta y baja impedancia a la salida, así como un bajo nivel de ruido. Para la adquisición de las señales se utilizó el amplificador de instrumentación AD620 con un arreglo en la resistencia de ganancia⁴.

$$G = 1 + \left(\frac{49.4k\Omega}{RG} \right) \quad (7)$$

El rango de frecuencias para un ECG en reposo va de 0.5 a 150Hz por lo que a cada una de las nueve derivaciones se le realizó un filtrado analógico de 120 Hz mediante un arreglo RC en la resistencia de ganancia del amplificador de instrumentación (Figura 2).

³ National Instruments. (2004). Manuals. Retrieved from National Instruments: www.ni.com/pdf/manuals/371303n.pdf.

⁴ Analog Devices. (2011). Low Cost Low Power AD620. Retrieved from Technical Documentation, Datasheets: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>

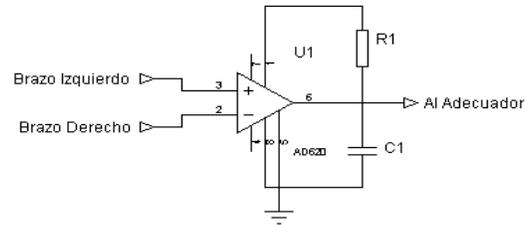


Figura 2. Circuito utilizado para adquisición de ECG

Este arreglo modifico la ecuación 7 como se muestra en la ecuación 8. Provocando que el amplificador también actué como un filtro pasa banda, ya que cuando la frecuencia tienda a cero la ganancia será de 1, y cuando tienda a infinito la ganancia será aproximadamente de 2. Ambas ganancias al compararlas con la ganancia de diseño son despreciables⁵.

$$G(s) = 1 + \frac{49.4k\Omega Cs}{RGCs + 1} \quad (8)$$

Se construyeron 8 circuitos como este, para adquirir DI, DII, y las derivaciones precordiales.

B. Digitalización y procesamiento de las señales

Para la digitalización de las señales se utilizó la tarjeta NI USB DAQ-6009. Utilizando sus 8 canales analógicos referenciados a tierra. Para facilitar el seguimiento de parte de la red neuronal y eliminar ruido de alta frecuencia, se configuraron las entradas con una frecuencia de muestro de 250 Hz (Figura 3).

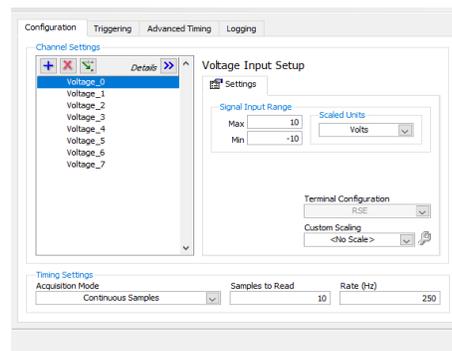


Figura 3. Configuración de la DAC

Las 8 señales son sometidas a un proceso de filtraje digital mediante filtros de respuesta infinita al impulso de cuarto orden: un pasa-altas a 0.5 Hz, un pasa-bajas a 120 Hz y un rechaza banda a 60 Hz.

⁵ Carolina, I., Ruiz, A., García, H., Ramírez, G., & Cabrera, A. (2017). Electrocardiógrafo portátil con comunicación Wireless desarrollado en LabVIEW. CLADI 2017, Congreso Latinoamericano de Ingeniería.

C. Calculo de las derivaciones

Con el fin de poder obtener las 12 derivaciones usando 8 canales analógicos se calculó DIII, aVR, aVL y aVF a partir de las lecturas de DI y DII. La derivación DIII se obtuvo siguiendo la relación entre las derivaciones bipolares obtenida a partir de la aplicación de la ley de voltajes de Kirchoff obteniendo la ecuación 9.

$$DIII = DII - DI \quad (9)$$

En lo que corresponde a las derivaciones aumentadas, también se le realizó el análisis de las conexiones para cada una de las derivaciones llegando a las ecuaciones 10, 11 y 12 ⁶.

$$aVR = -(DI + DII)/2 \quad (10)$$

$$aVL = (DI - DIII)/2 \quad (11)$$

$$aVF = (DII + DIII)/2 \quad (12)$$

D. Seguimiento de la red neuronal

Para el funcionamiento de la red neuronal se ocupó un selector, de esta manera, solo una de las 12 derivaciones entra a la red y es desplegada en el panel frontal del programa. La red neuronal fue programada a partir de las ecuaciones 1, 2, 3 y 4 utilizando el módulo “*Control and simulation*” dentro de un lazo de control, obteniendo datos de la entrada de la red (ECG directo), la salida estimada por la red y el error de la señal.

3. RESULTADOS

Se realizaron mediciones en un paciente aparentemente sano de 22 años, realizando la estimación de las derivaciones DI y DIII, observando los resultados mediante el panel frontal del programa desarrollado en LabVIEW (Figura 4).



Figura 4. Panel frontal del programa en funcionamiento

⁶ Kligfield, P., Gettes, L. S., Bailey, J. J., Childers, R., Deal, B. J., Hancock, E. W., Mirvis, D. M. (2007). Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. Journal of the American College of Cardiology, 1109-1127.

En el caso de la derivación uno se observa el correcto seguimiento de la señal adquirida y de la red neuronal diferencial (Figura 5).



Figura 5. Gráfica de señal y red para DI

Lo anterior debido a que el error entre ambas señales es mínimo (Figura 6).



Figura 6. Error del seguimiento de DI

Por otra parte, en la derivación tres, de manera similar a la derivación uno, presento una aproximación entre la señal adquirida y su respectivo seguimiento (Figura 7).



Figura 7. Gráfica de señal y red para DIII

Siendo mínimo el error en la estimación de DIII (Figura 8).



Figura 8. Error del seguimiento de DIII

4. CONCLUSIONES

Se desarrollo un ECG de 12 derivaciones con seguimiento de una derivación por medio de una red neuronal diferencial en tiempo real mediante la tarjeta de adquisición USB DAQ-6009 y LabVIEW, logrando errores menores a ± 0.0001 . La reducción de la frecuencia de muestreo permitió a la red realizar el seguimiento del electrocardiograma en línea. La aplicación de esta red neuronal diferencial da pauta a la aplicación en otros biopotenciales. El trabajo de la red neuronal como seguidor en electrocardiograma abre el panorama para su aplicación como sistema estimador y/o predictor.

5. REFERENCIAS

- [1] Analog Devices. (2011). Low Cost Low Power AD620. Retrieved from Technical Documentation, Datasheets: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>
- [2] Carolina, I., Ruiz, A., García, H., Ramírez, G., & Cabrera, A. (2017). Electrocardiógrafo portátil con comunicación Wireless desarrollado en LabVIEW. CLADI 2017, Congreso Latinoamericano de Ingeniería.
- [3] Fonseca M., C. A. (2005). Independent Neuro-Fuzzy Control System. ELSEVIER, 237-242.
- [4] Kligfield, P., Gettes, L. S., Bailey, J. J., Childers, R., Deal, B. J., Hancock, E. W, Mirvis, D. M. (2007). Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. Journal of the American College of Cardiology, 1109-1127.
- [5] National Instruments. (2004). Manuals. Retrieved from National Instruments: www.ni.com/pdf/manuals/371303n.pdf.
- [6] Rodríguez Martínez M. A., (2012). Electrocardiografía Clínica Básica. Departamento de Integración de Ciencias Médicas. UNAM. Facultad de medicina. <http://paginas.facmed.unam.mx/deptos/icm/images/cecam/01.p.medicos/ELECTROCARDIOGRAFIA-CLINICA-BASICA.pdf>

MONITOR DE SIGNOS VITALES CON COMUNICACIÓN WIRELESS PARA UNIDAD DE CUIDADOS INTENSIVOS DESARROLLADO EN LABVIEW Y LA TARJETA MYRIO-1900

Héctor García Estrada^a, Brandon Sánchez Magaña^a, Amaranta Isabel Rivas Reyes^a, María G. Ramírez Sotelo, Agustín I. Cabrera Llanos^a

Departamento de Bioprocesos, Unidad Profesional Interdisciplinaria de Biotecnología del Instituto Politécnico Nacional, México, CDMX aicllbuda@yahoo.com

RESUMEN

Se presenta el diseño y desarrollo de un monitor de signos vitales con conexión inalámbrica destinado para una unidad de cuidados intensivos considerando las variables de electrocardiografía, oximetría, neumografía, temperatura, frecuencia cardiaca, frecuencia respiratoria y saturación parcial de oxígeno. Este proyecto funciona en tres etapas: adquisición de las señales, procesamiento y transmisión. Se diseñaron circuitos de adquisición, así como también se procesaron las señales mediante la tarjeta myRIO-1900 programada en LabVIEW. Posteriormente se obtuvo la frecuencia cardiaca, la frecuencia respiratoria y la saturación parcial de oxígeno. Finalmente, la transmisión de la información se realizó mediante una red Wi-Fi generada con la myRIO mediante direccionamiento IP y programando una interfaz en LabVIEW para su despliegue gráfico en una PC.

Palabras clave: LabVIEW, myRIO, Wi-Fi

ABSTRACT

This project presents the design and development of a vital signs monitor, with Wireless connection, destined for an intensive care unit. It considers next variables: electrocardiography, pulse oximetry, pneumography, body temperature, heart rate, respiration rate, and partial oxygen saturation. The stages that make up the project are three: data acquisition, signal processing, and transmission. We designed data acquisition circuits. Also, signal processing was carried out by acquisition board myRIO-1900, that was programming on LabVIEW environment. Subsequently, we got heart rate, respiration rate, and partial oxygen saturation. Finally, data transmission was done by WiFi network, generated with the acquisition board myRIO-1900, and IP address. The results are shown on a LabVIEW interface that was programmed previously.

Keywords: LabVIEW, myRIO, Wi-Fi

2. INTRODUCCIÓN

1.1 Monitor de signos vitales

En el área de la salud es de gran importancia el conocer a cada instante la evolución fisiológica del paciente, lo cual permite a médicos y enfermeras valorar las condiciones generales y específicas de este y tomar decisiones con base a esa información. Ante esta necesidad, surgió un avance tecnológico conocido como monitor de signos vitales.

Los monitores de signos vitales dependiendo de su configuración, adquieren, amplifican, procesan, registran y despliegan señales y/o información numérica para varios parámetros fisiológicos. Las variables por medir suelen depender del uso que se le dará al monitor, así como de las especificaciones técnicas¹.

- Monitor de signos vitales Básico: los parámetros que despliega son electrocardiograma, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, temperatura, presión no invasiva y oximetría de pulso.
- Monitor de signos vitales Avanzado: los parámetros que despliega son electrocardiograma, frecuencia cardíaca, frecuencia respiratoria, temperatura, presión no invasiva, presión invasiva, oximetría de pulso, cinografía, monitoreo de segmento ST, y en algunos casos se agregan los parámetros de índice biespectral, gasto cardíaco, espirometría y otros parámetros de acuerdo con la especialidad en la que se instale.

En caso del monitor desarrollado, a excepción de la medición de la presión arterial no invasiva, se cumple los requisitos de un monitor de signos vitales básico.

1.2 NI myRIO-1900

La tarjeta de adquisición y control de señales NI myRIO-1900, es un dispositivo de diseño embebido, el cual cuenta con múltiples entradas y salidas para adquisición y envío analógicas y digitales, canales de audio, una alimentación de salida, entre otras cosas. Esta se conecta a un ordenador por medio de un cable tipo USB o mediante una red inalámbrica propia. La tarjeta de control NI myRIO-1900 posee tres puertos principales, los cuales son nombrados mediante las letras A, B y C de los cuales, los dos primeros son conocidos como puertos de expansión (MXP) mientras que el último es llamado puerto del mini sistema (MSP). Estos cuentan con una descripción del tipo de señales que pueden recibir o emitir².

¹ Secretaria de Salud. (2005, enero). CENETEC. Retrieved from Guía Tecnológica No. 13: Monitor de Signos Vitales.: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/13gt_monitores.pdf

² National Instruments. (2018, febrero 27). Manuales de Productos. Retrieved from National Instruments: <http://www.ni.com/pdf/manuals/376047c.pdf>

1.3 LabVIEW

El uso de la tarjeta myRio-1900 permite una facilidad de programación en el software LabVIEW el cual, es un lenguaje gráfico de programación, utilizado como estándar en el desarrollo de aplicaciones de test y medida, control de instrumentación y sistemas de adquisición de datos (Virtual Instrument). National Instruments ha ido desarrollando desde hace 5 años nuevas áreas estratégicas, relacionadas con nuevos campos de trabajo como Simulación, Diseño de Control, sistemas embebidos en tiempo real (FPGAs, DSPs, microprocesadores), algoritmos matemáticos avanzados, entre otras cosas.

LabVIEW cuenta con una caja de herramientas exclusivas para la tarjeta myRIO-1900, en la cual encontramos los bloques de adquisición o generación de las señales, ya sean de tipo analógicas o digitales.

2. METODOLOGÍA

2.1 Diseño del circuito

Se diseñó y construyó un circuito impreso en placa por software, considerando las etapas de cada una de las variables a medir en nuestro monitor. El circuito contempla tres alimentaciones separadas, una de ± 15 V para el módulo de filtro del ECG y el acondicionador de señal de neumografía, otra de ± 9 V para el circuito de amplificación del ECG y una de 5 V para el oxímetro de pulso y los transductores de temperatura.

Las señales del sensor de pulso y el medidor de temperatura se toman de manera directa y se ingresan a la myRIO, mientras que la señal de ECG y de neumografía se someten a un proceso de acondicionamiento, de manera que ambas se trabajen adecuadamente por la myRIO.

2.1.1 Diseño del canal de ECG

En el diseño y desarrollo del canal de ECG se contemplaron tres módulos: amplificación y pre filtrado, adecuación y aislamiento y filtrado de la señal. Para la amplificación y pre filtrado se utilizó un amplificador de instrumentación AD620 con un arreglo en la ganancia realizado en un circuito RC como se muestra en la Figura 1.

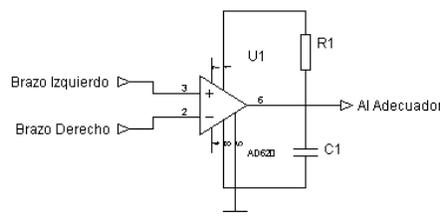


Figura 1. Circuito de amplificación para el canal de ECG

El arreglo RC que se colocó modifica la función de transferencia, generando un filtrado pasa banda en la ganancia como se puede observar en la ecuación 1.

$$G(s) = 1 + \frac{49.4k\Omega C s}{RGCs + 1} \quad (1)$$

En el caso del módulo de adecuación y aislamiento se utilizó un amplificador diferencial para colocar la señal en los parámetros de operación del opto acoplador utilizado (4N25), para la transferencia de la señal se polarizó el transistor del 4N25 como emisor común obteniendo la señal de la base del transistor como se puede observar en la Figura 2.

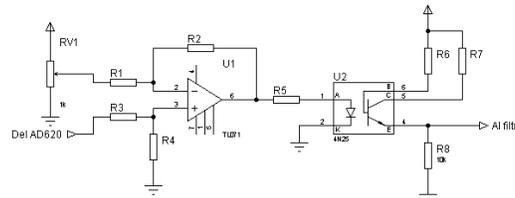


Figura 2. Circuito de adecuación y aislamiento

El circuito utilizado para la filtración fue de tipo notch, similar al que se muestra en la Figura 3, logrando un filtrado rechaza banda a 60 Hz con un ancho de banda de rechazo de 6 Hz, eliminando el ruido de la línea.

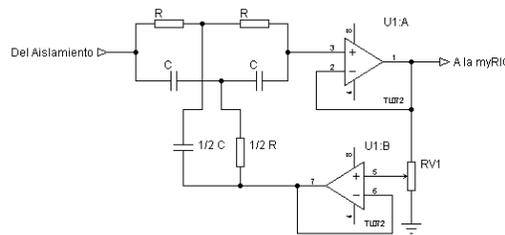


Figura 3. Filtro de topología notch

La adquisición de la señal de ECG por la myRIO se programó en uno de los canales diferenciales debido a la capacidad de estos para leer valores de voltaje negativos. Una vez digitalizada la señal, se le aplicaron tres filtros: pasa bajas a 150 Hz, pasa altas a 0.5 Hz y rechaza banda a 60 Hz. Las frecuencias de corte de los filtros pasa bajas y pasa altas se determinaron debido a que las señales de interés de un ECG en un adulto se encuentran entre el ancho de banda de 0.5 a 120Hz, con un intervalo de hasta 50Hz³.

³ Kligfield, P., Gettes, L. S., Bailey, J. J., Childers, R., Deal, B. J., Hancock, E. W., Mirvis, D. M. (2007). Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. Journal of the American College of Cardiology, 1109-1127.

2.1.2 Señal de Pletismografía parcial de oxígeno no invasiva

Para la medición de la pletismografía y la saturación parcial de oxígeno se empleó el oxímetro de pulso Pulse Sensor modelo SEN-11574⁴, este funciona mediante una fuente de luz y un fototransistor. Cuando el sensor se encuentra en contacto con la punta del dedo hay un cambio en la reflexión de la luz cuando la sangre es impulsada a través de los tejidos generando una señal analógica fluctuante. Esta señal es medida por la myRIO mediante un canal analógico referenciado a tierra.

Ya digitalizada la señal se somete a un proceso de filtrado digital con la finalidad de eliminar ruido de alta frecuencia. Posteriormente, de la señal de pletismografía se calcula la saturación parcial de oxígeno, a partir de la ley de Lambert-Beer (ecuación 2) donde a, b, c y d son constantes, R se obtiene a partir de la ecuación 3 aplicando el método de pico-valle.⁵

$$SPO_2 = 100 \frac{a - bR}{c - dR} \quad (2)$$

$$R = \ln \frac{V_{min}}{V_{max}} \quad (3)$$

2.2 Neumografía y temperatura

Para la obtención de la señal de neumografía y temperatura se usó el transductor LM35, el cual entrega una salida lineal de voltaje con respecto a temperatura a una razón de 10 mV por grado centígrado.

Para la temperatura se obtuvo la señal analógica directamente del sensor y se multiplica en el programa en LabVIEW para obtener el valor en grados centígrados. En lo que corresponde a la señal de neumografía, se le aplicó una ganancia a la señal del LM35 correspondiente por medio de un amplificador no inversor (Figura 4); esto se realizó debido a que la señal de neumografía se registró como los pequeños cambios de temperatura provocados por las inhalaciones y las exhalaciones.

⁴ World Famous Electronics llc. (2016). Pulse Sensor, Easy to use heart rate sensor and kit. Retrieved from Pulse Sensor: https://cdn.shopify.com/s/files/1/0100/6632/files/Pulse_Sensor_Data_Sheet.pdf?14358792549038671331

⁵ Mazón, A., Rojas, S., Sánchez, E., Ramírez, G., & Cabrera, A. (2016). Oxímetro de pulso para monitoreo no invasivo aplicado en el monitoreo atletico. Retrieved from Memorias del VII Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud: http://www-optica.inaoep.mx/~tecnologia_salud/2016/documentos/memorias/MyT2016_024_E.pdf

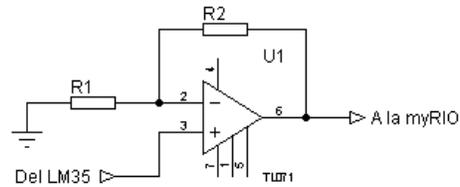


Figura 4. Amplificador no inversor

Después se establece la adquisición de la señal por medio de uno de los canales de entradas analógicas de la myRIO. Dicha señal es promediada y llevada a la siguiente etapa: la frecuencia respiratoria. Para ello se toma el valor máximo y mínimo dentro de un muestreo de 500 datos y se toma el promedio para delimitar el umbral que servirá como valor de referencia del contador. Esta operación se agrupa en una estructura regida por un temporizador de 30 s, almacenando todas las elevaciones de la señal detectadas y se multiplica este valor por 2 para obtener el número de respiraciones por minuto.

Creación de una red inalámbrica

Para crear una red Inalámbrica en una tarjeta myRIO-1900 es necesario contar con el programa NI-MAX, el cual nos permite conocer las configuraciones existentes en la tarjeta, así como modificarlas.

En ella podemos observar los sistemas remotos conectados a la computadora personal. En el apartado Ethernet Adapter usb0 (Primary) se despliega la dirección IP, así como la configuración de esta y la sub-máscara de la tarjeta (**¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.5**).

Ethernet Adapter usb0 (Primary)	
Adapter Mode	TCP/IP Network
MAC Address	00:80:2F:21:B8:7E
Configure IPv4 Address	DHCP Only
IPv4 Address	172.22.11.2
Subnet Mask	255.255.255.248
Gateway	0.0.0.0
DNS Server	0.0.0.0
► More Settings	

Figura 5.thernet Adapter usb0 (Primary)

En el apartado Wireless Adapter wlan0 se tienen las configuraciones inalámbricas de la tarjeta, la cual da tres opciones de configuración. Para crear la red se selecciona la opción Create Wireless network, una vez seleccionada dicha opción se verifica que el país sea el correspondiente.



Figura 6. Creación de red inalámbrica en la my-RIO 1900

Posteriormente aparecerá la opción para configurar el nombre de la red, en donde se le asignará el nombre deseado y se podrá elegir el tipo de configuración de la dirección IP, DHCP Only, lo cual genera de manera automática la dirección IP y la sub-máscara, de la red creada (Figura 7).

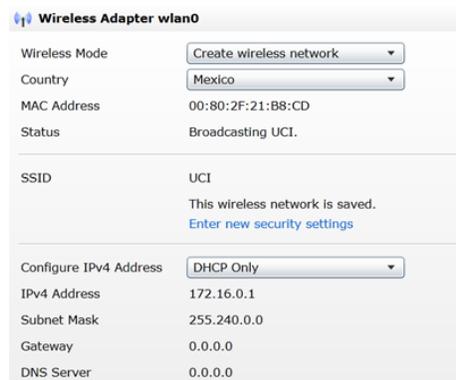


Figura 7. Datos de red creada

2.2.1 Posicionamiento de electrodos y sensores

Para la determinación del correcto funcionamiento del proyecto, fue necesaria la realización de pruebas a distintos pacientes.

En la (Figura 8, P) **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se muestra el oxímetro de pulso conectado al dedo índice del paciente y fijado con velcro para evitar falsos contactos y alteraciones por movimiento.

En la (Figura 8,N) **¡Error! No se encuentra el origen de la referencia.** se puede visualizar la conexión del sensor de neumografía en el labio superior adherido con microfibra y colocado en la boca de la fosa nasal.

Para la conexión al módulo del ECG, se emplean latiguillos conectados a un Jack 3.5 con electrodos de campana (Figura 8, E; **Error! No se encuentra el origen de la referencia.**) conectados al paciente con base al triángulo de Einthoven para las derivaciones bipolares.

En la región axilar izquierda está colocado el sensor (Figura 8, T) para obtener el valor de la temperatura corporal de la piel del paciente.

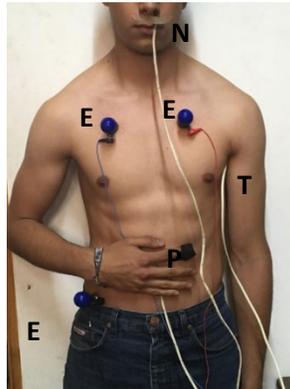


Figura 8. Conexiones conjuntas de los sensores

3 RESULTADOS

Se despliega en el panel frontal la interfaz desarrollada en LabVIEW de la monitorización de las señales fisiológicas como son: ECG, neumografía, pletismografía, como valor numérico la Frecuencia Cardíaca, Frecuencia Respiratoria y Saturación Parcial de Oxígeno y finalmente el indicador gráfico (termómetro) correspondiente al valor de la temperatura corporal (Figura 9).

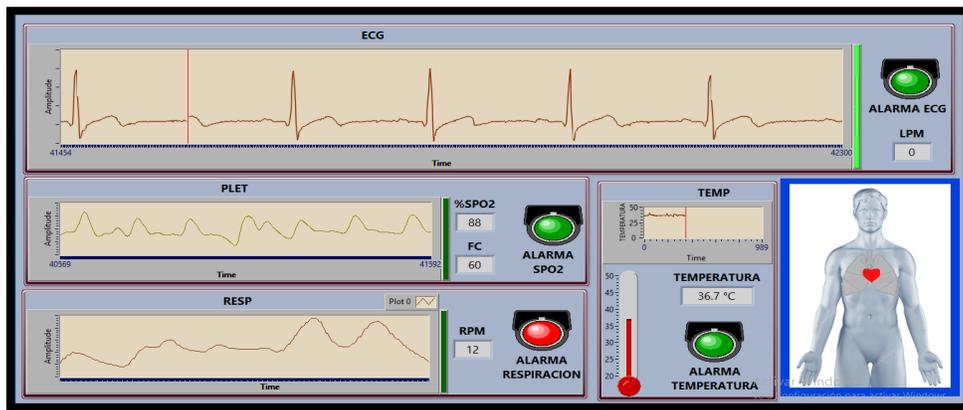


Figura 9. Se muestra la visualización de la adquisición de las señales

4. CONCLUSIONES

Se realizó un monitor de signos vitales en el cual se adquirieron, adecuaron y filtraron las señales fisiológicas tomadas de un paciente para visualizarlas en la interfaz de LabVIEW en tiempo real.

El módulo Wifi de la tarjeta my-RIO permite el envío de datos vía Wireless lo que posibilita la obtención a distancia de los parámetros del paciente.

La realización de este trabajo puede abrir paso a una central de monitoreo más extensa en la que se haga una transmisión de señales vía Wireless de distintos pacientes en tiempo real.

5. REFERENCIAS

- [1] Analog Devices. (2011). Low Cost Low Power AD620. Retrieved from Technical Documentation, Datasheets: <http://www.analog.com/media/en/technical-documentation/data-sheets/AD620.pdf>
- [2] Kligfield, P., Gettes, L. S., Bailey, J. J., Childers, R., Deal, B. J., Hancock, E. W., Mirvis, D. M. (2007). Recommendations for the Standardization and Interpretation of the Electrocardiogram. *Journal of the American College of Cardiology*, 1109-1127.
- [3] Mariela Jiménez Ortiz. (02 de junio de 2006). Centro Nacional de Excelencia Tecnológica en Salud. Obtenido de <http://www.cenetec.salud.gob.mx>: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/24gt_centrales_monitoreo.pdf
- [4] Mazón, A., Rojas, S., Sánchez, E., Ramírez, G., & Cabrera, A. (2016). Oxímetro de pulso para monitoreo no invasivo aplicado en el monitoreo atlético. Retrieved from Memorias del VII Congreso Nacional de Tecnología Aplicada a Ciencias de la Salud: http://www-optica.inaoep.mx/~tecnologia_salud/2016/documentos/memorias/MyT2016_024_E.pdf
- [5] World Famous Electronics llc. (2016). Pulse Sensor, Easy to use heart rate sensor and kit. Retrieved from Pulse Sensor: https://cdn.shopify.com/s/files/1/0100/6632/files/Pulse_Sensor_Data_Sheet.pdf?14358792549038671331
- [6] Secretaria de Salud. (2005, enero). CENETEC. Retrieved from Guía Tecnológica No. 13: Monitor de Signos Vitales: http://www.cenetec.salud.gob.mx/descargas/biomedica/guias_tecnologicas/13gt_monitores.pdf
- [7] National Instruments. (2018, febrero 27). Manuales de Productos. Retrieved from National Instruments: <http://www.ni.com/pdf/manuals/376047c.pdf>

IMPLEMENTACIÓN DE UNA MIOPRÓTESIS

José L. S. Ibarra Acosta^a, Christian I. Barraza Delgado^a, Francisco A. Ramírez Díaz^a,
Guillermo E. Méndez Zamora^a, Francisco C. Mejía Alanís^a,

^a Instituto tecnológico de León, CAMPUS II, *León*. Guanajuato,
francisco.ramirez@itleon.edu.mx, guillermomendez06@gmail.com,
f_mejia@outlook.es.

RESUMEN

En el presente trabajo se expone la implementación de una prótesis funcional de una mano como una alternativa al tratamiento integral para la rehabilitación de personas que han padecido de una amputación transradial. Para controlar el movimiento de la prótesis, un microcontrolador ejecuta el accionamiento de los mecanismos de la prótesis en base a las señales mioeléctricas recibidas por los electrodos colocados en los músculos del antebrazo de la persona, de esta manera el usuario puede controlar los movimientos de la prótesis de acuerdo a sus necesidades.

Palabras clave: prótesis funcional, señales mioeléctricas, amputación transradial.

ABSTRACT

In the present work the implementation of a functional hand prosthesis is exposed as an alternative to the integral treatment for the rehabilitation of people with transradial amputation. To control the movement of the prosthesis, a microcontroller perform the activation of the mechanisms of the prosthesis based on myoelectric signal received by the electrodes placed on the forearm muscles of the person, in this way the user can control the movements of the prosthesis according to their needs.

Key words: Functional prosthesis, myoelectric signals, transradial amputation.

1. INTRODUCCIÓN

Hoy en día existen una gran cantidad de personas que han sufrido la amputación de una extremidad del cuerpo [1]. La amputación transradial conlleva a una discapacidad motriz imposibilitando a las personas para realizar tareas de manipulación de objetos [2]. Este tipo de discapacidad implica la ayuda de otra persona o de alguna prótesis para realizar actividades de la vida cotidiana. En este contexto, existen prótesis que solo cumplen con una función estética por lo que carecen de ergonomía y flexibilidad en sus movimientos. Además, este tipo de prótesis, por su falta de flexibilidad, obliga a las personas a compensarlas cambiando los movimientos de sus brazos y cuerpo. Tales movimientos a menudo ceden a lesiones de articulación [3]. Además, existen diseños de prótesis funcionales en base a señales mioeléctricas y reconocimiento de patrones, con mayor flexibilidad al tener más grados de

libertad [4-7]. Este tipo de prótesis, comercialmente, aún tiene un alto costo. Asimismo, en México existe un déficit de producción de prótesis por lo que la mayor parte de los pacientes amputados no tienen acceso a terapias de rehabilitación. Esta situación representa un problema económico y de salud muy importante que no está siendo atendido de manera integral [1]. Para dar solución a estas problemáticas se construyó el control de una prótesis funcional elaborada mediante impresión 3D a un bajo costo capaz de ayudar en el tratamiento integral para la rehabilitación de personas que han padecido de una amputación transradial.

2. TEORÍA

El uso de señales de mioeléctricas para controlar el movimiento de las prótesis de extremidad superior ofrece a las personas con amputación transradial una autonomía de control mediante la contracción de algunos de sus músculos. El esquema de control mioeléctrico se realiza mediante el reconocimiento de patrones detectando cuando se contrae el musculo para poder activar el movimiento de la mano. En el presente trabajo, la implementación de la prótesis funcional de la mano izquierda consta de la siguiente metodología.

Primero se imprimió el diseño 3D de la prótesis realizada por [8], la cual se muestra en la figura 1(a), del cual se obtuvo la prótesis de la mano izquierda mostrada en la figura 1(b). Posteriormente se realizó el mecanismo del movimiento de las articulaciones de la mano utilizando dos servomotores y polímeros como elementos tensores para abrir o cerrar los dedos de la prótesis.

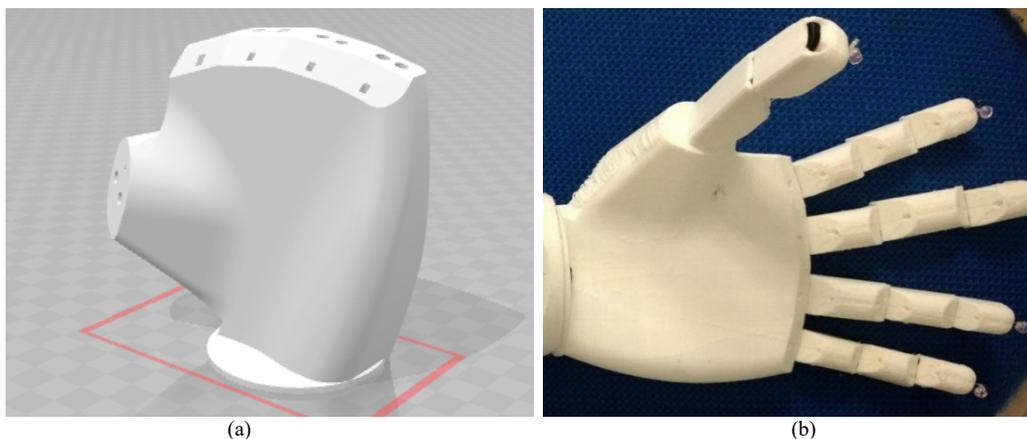


Figura 1. (a) Diseño 3D de una sección de la prótesis de la mano, (b) Impresión 3D de la prótesis de la mano

Enseguida se desarrolló el control electrónico de la prótesis, la cual se constituye por tres etapas, como se muestra en el diagrama de la figura 2.

La primer etapa consta en la adquisición, filtrado y amplificación de la señales provenientes de los electrodos; la segunda etapa consta en el acondicionamiento de las señales a los niveles de tensión TTL requeridos por el microcontrolador y la tercer etapa consiste en el acondicionamiento de las señal digitales en señales de potencia requeridas por los servomotores para el funcionamiento de la prótesis. Estas señales son mostradas en la figura 3, en la cual, la señal amarilla representa la señal mioeléctrica adquirida por los electrodos;

la señal verde representa la señal mioeléctrica filtrada y amplificada; la señal morada es la señal adecuada a los niveles de voltaje requeridos por el microcontrolador.

Finalmente se implementó en un microcontrolador PIC-16F688 el algoritmo de interpretación de las señales mioeléctricas para ejecutar el movimiento de las articulaciones de la mano, la cual se basa en la detección del nivel en alto de la señal de salida proveniente de la etapa de acondicionamiento de la señal mioeléctrica para accionar el mecanismo de los servomotores mediante una señal PWM, como se muestra a en la figura 4. En esta figura la señal amarilla representa la señal de entrada del controlador, proveniente del acondicionamiento de la señal mioeléctrica, mientras que la señal verde representa la señal de salida del control de los servomotores mediante PWM. La señal PWM con mayor tiempo en alto indica la apertura de la mano con un desplazamiento del servomotor de 180° , y la señal PWM con menor tiempo en alto indica el cierre de la mano con un desplazamiento del servomotor de 0° .

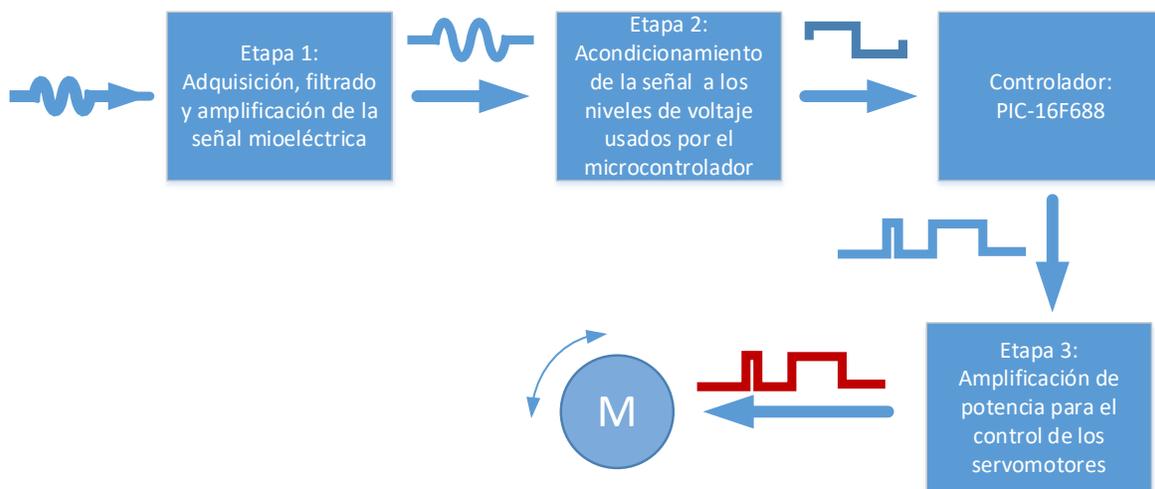


Figura 2. Control electrónico de la mioprótesis

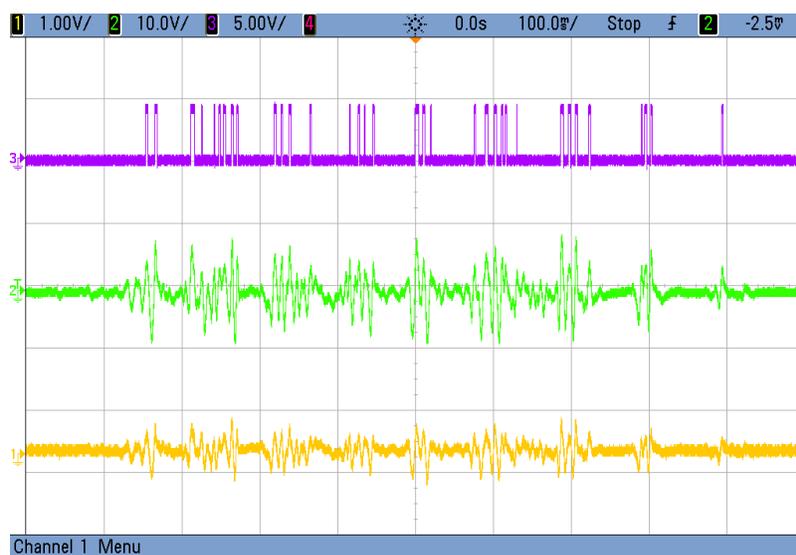


Figura 3. Tipos de señales eléctricas en cada una de las etapas de la instrumentación de la prótesis

3. PARTE EXPERIMENTAL

Mediante la metodología propuesta se logró manipular el movimiento de la mioprótesis para poder sujetar y manipular diferentes tipos de objetos mediante la interpretación de los pulsos mioeléctricos obtenidos de la contracción del musculo del antebrazo, esta acción se muestra en la figura 5, en la cual la prótesis sujeta un teléfono inteligente.

De esta manera se tiene una opción adicional para el tratamiento de rehabilitación de personas con amputación transradial a un bajo costo para poder reincorporarse a las actividades cotidianas y a una vida laboral.



Figura 4. Señales de entrada y salida del controlador de la mioprótesis

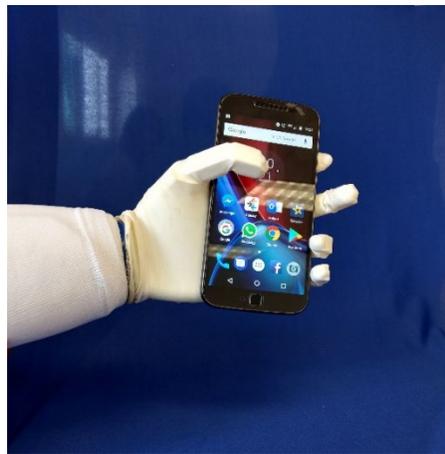


Figura 5. Mioprótesis funcional de mano izquierda usando tecnología de impresión 3D y control electrónico

4. CONCLUSIONES

Actualmente existen personas discapacitadas que carecen de alguna extremidad superior. Existen prótesis rígidas hechas de goma, las cuales no son funcionales.

No existe un mercado suficiente de prótesis funcionales que cumpla con la tecnología y costo acorde al presupuesto de una familia de bajos recursos.

Gran parte de la población en México que tiene algún tipo de amputación no tiene acceso a una rehabilitación integral.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] Vázquez Vela E., “Los amputados, un reto para el estado, Introducción,” Acta de la Sesión Academia Nacional de Medicina, <https://www.anmm.org.mx/sesiones-academicas/actas-presentaciones-y-ponencias-2015>, (2015).
- [2] Instituto Nacional de Estadística y Geografía [INEGI]. “Clasificación de Tipo de Discapacidad – Histórica,” http://www.inegi.org.mx/est/contenidos/proyectos/aspectosmetodologicos/clasificadoresycatalogos/doc/clasificacion_de_tipo_de_discapacidad.pdf.
- [3] Montagnani F., Smit G., Controzzi M., Cipriani C., “A passive wrist with switchable stiffness for a body-powered hydraulically actuated hand prosthesis”, International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), 1197-1202 (2017).
- [4] Lizhi Pan, Dustin L. Crouch, and He (Helen) Huang, “Myoelectric Control Based on A Generic Musculoskeletal Model: Towards A Multi-User Neural-Machine Interface”, IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 26(7), 1435 – 1442 (2018).
- [5] Krasoulis A., Kyranou I, Suphi Erden M., Nazarpour K. and Vijayakumar S., “Improved prosthetic hand control with concurrent use of myoelectric and inertial measurements,” Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation, 14:71 (2017).
- [6] Peerdeman B, Boere D, Witteveen H, Huis, Hermens H., Stramigioli S., Rietman H, Veltink P, Misra S, “Myoelectric forearm prostheses: State of the art from a user-centered perspective,” Journal of Rehabilitation Research & Development, 48(6), 719–738 (2011).
- [7] Scheme E., Englehart K, “Electromyogram pattern recognition for control of powered upper-limb prostheses: State of the art and challenges for clinical use,” Journal of Rehabilitation Research & Development, 48(6), 643–660 (2011).
- [8] <https://www.thingiverse.com/thing:1691704>

SOBRECARGA DE LÍQUIDOS EVALUADA POR ANÁLISIS VECTORIAL DE IMPEDANCIA BIOELÉCTRICA Y BALANCE HÍDRICO ACUMULADO AL INGRESO Y SU ASOCIACIÓN CON LA MORTALIDAD EN PACIENTES ADULTOS EN EL DEPARTAMENTO DE URGENCIAS

A. Kammar-García^{ab}, L. Castillo-Martínez^a, J. L. Villanueva-Juárez^a, H. I. Rocha-González^b, M. Remolina-Schlig^a, T. Hernández-Gilsoul^a.

^aInstituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán, Tlalpan, Ciudad de México, kammar_nutrition@hotmail.com, cam7125@gmail.com, viljjol@yahoo.com.mx, mirems@yahoo.com, doctorthierry@hotmail.com

^bEscuela Superior de Medicina, Instituto Politécnico Nacional, Ciudad de México, heisaac2013@hotmail.com

RESUMEN

La sobrecarga de líquidos se asocia con un aumento de eventos adversos en pacientes críticos. El objetivo fue evaluar la asociación de la sobrecarga de líquidos (SL) por dos métodos con la mortalidad a 30 días en pacientes ingresados a urgencias. Estudio observacional prospectivo. Se realizaron mediciones de BIVA y BHA. Se realizaron análisis de supervivencia. Se incluyeron 163 pacientes en el estudio (edad 57.4±18.6 años, 65.7% hombres). Durante el seguimiento, 42 (26%) pacientes fallecieron. El 86% (n=36) de los pacientes que fallecieron presentaron SL evaluada por BIVA (p=0.004), pero solo 16% tenían SL evaluada por BHA (p=0.3). La evaluación de la SL por BIVA se asoció con mortalidad, lo cual no sucedió con el método convencional de evaluación (BHA).

Palabras clave: sobrecarga de líquidos, impedancia, cuidados críticos

ABSTRAC

Fluid overload is associated with an increase in adverse events in critical patients. The objective was to evaluate the association of fluid overload (SL) by two methods with 30-day mortality in patients admitted to the emergency department. Prospective observational study. Measurements of BIVA and BHA were made. Survival analyzes were performed. We included 163 patients in the study (age 57.4 ± 18.6 years, 65.7% men). During follow-up, 42 (26%) patients died. 86% (n = 36) of the patients who died had SL evaluated by BIVA (p = 0.004), but only 16% had SL evaluated by BHA (p = 0.3). The evaluation of SL by BIVA was associated with mortality, which did not happen with the conventional assessment method (BHA).

Keywords: fluid overload, impedance, critical care

1. INTRODUCCIÓN

La sobrecarga de líquidos (SL) ha asociado con mayor mortalidad (1), y resultados adversos (2), en pacientes críticamente enfermos (3); se ha demostrado una menor probabilidad de recuperación de la función renal en pacientes con insuficiencia renal aguda (IRA) (4), aumento de la duración de la ventilación mecánica (5), estancia en la unidad de cuidados intensivos (UCI) y aumentar la incidencia de complicaciones infecciosas en pacientes quirúrgicos (6). Por lo tanto, una desviación de los valores normales del líquido se asocia con una mayor morbilidad y mortalidad en los pacientes críticos (7). La evaluación del estado volumen de líquido siempre ha sido un desafío para los médicos (8), El estándar de oro (dilución de isótopos) no se usa en la práctica clínica diaria y es aún más difícil de aplicar cuando se requiere una decisión clínica de emergencia (9). El balance hídrico acumulado (BHA), balance de fluidos o balance de líquidos acumulados, es usado frecuentemente para evaluar el estado de volumen de líquido, usado para documentar el tipo y la cantidad de líquidos administrados y perdidos por los pacientes (10). Este método generalmente no considera las pérdidas insensibles y ha demostrado baja precisión (11). El análisis vectorial de impedancia bioeléctrica (BIVA) es una técnica no invasiva para estimar la composición corporal mediante mediciones de impedancia bioeléctrica como resistencia (R), reactancia (Xc) e impedancia (Z) (12) Tiene una correlación alta con el estándar de oro (dilución de deuterio, $r = 0,996$) y proporciona los resultados en un minuto, a un costo muy bajo, detectándose cambios en el estado de hidratación tisular por debajo de 500 ml. (13). El objetivo de este estudio evaluar la asociación de la sobrecarga de líquidos (SL), mediante el análisis vectorial de impedancia bioeléctrica (BIVA) y balance hídrico acumulado (BHA), con la mortalidad a 30 días en pacientes ingresados a urgencias.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

Se realizó un estudio observacional prospectivo en el que se incluyeron pacientes del departamento de urgencias del Instituto Nacional de Ciencias Médicas y Nutrición Salvador Zubirán (INCMNSZ) en la Ciudad de México. Se excluyeron a los pacientes que no contaran con un catéter urinario, por falta de precisión en el cálculo del balance hídrico. El seguimiento se realizó durante toda la estancia hospitalaria y 30 días después del egreso. El protocolo de estudio fue aprobado por el Comité de ética e investigación del INCMNSZ. Se realizaron análisis vectoriales de impedancia bioeléctrica (BIVA) con un equipo tetrapolar multifrecuencia (5-200 kHz) BODYSTAT QuadScan 4000 (BOSYSTAT LTD, Isla de Man, Reino Unido) durante las primeras 24h de ingreso a urgencias. Las mediciones de BIVA se realizaron con una corriente alterna de 800 mA a 5, 50, 100 y 200 kHz por la cual se obtuvo la resistencia (R) y la reactancia (Xc).

El balance hídrico acumulado (BHA) se calculó como resultado de la diferencia entre las entradas totales de líquidos infundidos por vía intravenosa u oral (p. Ej., Medicamentos, soluciones y productos sanguíneos, ingestas orales y nutrición) y todos los egresos (urinarios, gastrointestinales, tubos de drenaje, toracentesis, paracentesis y ultrafiltración) en las primeras 72h y se consideró como SL >4.5L en el BHA (10).

3. RESULTADOS

Los resultados se presentan como mediana y rango intercuartílico (IQR). Las diferencias entre los grupos se compararon mediante la prueba U de Mann-Whitney para las variables continuas y mediante la prueba de Chi cuadrado para las variables categóricas. Se realizaron análisis de supervivencia y modelos de regresión (Regresión de Cox) asociando la SL por ambos métodos (BIVA y BHA) y otras variables predictoras (Clasificación AKI, Puntaje SOFA, Ventilación mecánica invasiva) con la mortalidad a 30 días. Todas estas pruebas fueron bilaterales con un valor de $p < 0.05$ que se consideró estadísticamente significativo. Todos los análisis se realizaron con SPSS para Mac versión 21.0 (IBM, Corp., Armonk, NY, EE. UU.).

De los resultados obtenidos, se incluyeron 163 pacientes en el estudio (edad 57.4 ± 18.6 años, 65.7% hombres). De acuerdo con BIVA, 64% ($n=105$) de los pacientes tenían SL al ingreso del departamento de urgencias. Durante el período de seguimiento, 36 (34%) pacientes con sobrehidratación evaluados por BIVA murieron, y sólo 6 (10%) con volumen normal de líquidos ($P=0.001$). (Tabla 1.)

	Volumen normal de líquidos* n=58 (36%)	Sobrecarga de líquidos* n=105 (64%)	Valor de P
Edad (años)	49.5 (37-60)	63 (51-74.5)	<0.0001
Mujeres/Hombres, n (%)	33 (57) / 27 (43)	60 (57) / 45 (43)	0.9
IMCI	24.2 (22-28)	25 (22-29)	0.56
Mortalidad, n (%)	6 (10)	36 (34)	0.001
Análisis de impedancia eléctrica			
Índice de impedancia	0.8 (0.76-0.84)	0.87 (0.84-0.89)	<0.0001
Líquido en el tercer espacio (L)	-0.3 (-1.2-0.37)	1.16 (0.20-2.21)	<0.0001
Angulo de fase (°)	5.7 (4.5-7.1)	3.4 (2.7-4.3)	<0.0001

*Se muestra: Mediana (1er Cuartil-3er Cuartil). Datos Comparados por U de Mann-Whitney

† IMC: Índice de Masa Corporal.

Tabla 1: Características basales de pacientes con volumen normal de líquidos y pacientes con sobrecarga de líquidos según BIVA

No se encontraron diferencias entre los sobrevivientes y los no sobrevivientes en el BHA, ya que fue similar en ambos grupos 698 mL (-1479-2877) en sobrevivientes y 867 mL (-269-2211) en los no sobrevivientes ($P= 0.8$). Durante el seguimiento, 42 (26%) pacientes fallecieron. El 86% ($n=36$) de los pacientes que fallecieron presentaron SL evaluada por BIVA ($p=0.004$) pero solo 16% tenían SL evaluada por BHA ($p=0.58$).

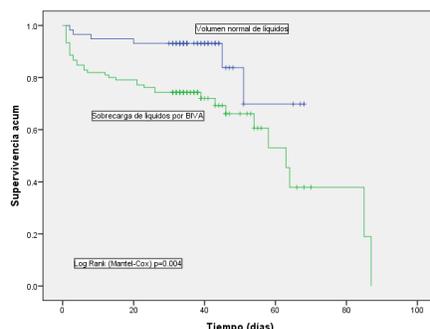


Figura 1. Curvas de supervivencia de Kaplan-Meier para la mortalidad a 30 días de acuerdo con el estado de volumen de líquidos evaluado por BIVA.

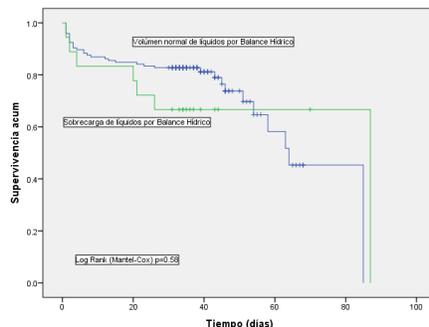


Figura 2. Curvas de supervivencia de Kaplan–Meier para la mortalidad a 30 días de acuerdo con el estado de volumen de líquidos evaluado por Balance Hídrico Acumulado.

El análisis de regresión mostró que la SL evaluada por BIVA se asocia a la mortalidad a 30 días (RR=3.4, IC 95%=1.4-8-1, $p=0.007$), no así la SL evaluada por BHA (RR=1.1, IC 95%=0.4-2.7, $p=0.9$).

4. CONCLUSIONES

La evaluación de la SL por BIVA se asoció con mortalidad de pacientes de urgencias, lo cual no sucedió con el método convencional de evaluación (BHA). El BIVA es un método seguro, fácil y puede ser una opción en evaluación rutinaria de la SL.

5. REFERENCIAS

- [1] Payen, D., “A positive fluid balance is associated with a worse outcome in patients with acute renal failure”, *Critical Care* 12(3) (2008).
- [2] Bouchard, J., “Fluid accumulation, survival and recovery of kidney function in critically ill patients with acute kidney injury”, *Kidney Int.* 76, 422–427 (2009).
- [3] Schneider, A. G., “Estimation of fluid status changes in critically ill patients: Fluid balance chart or electronic bed weight?”, *J. Crit. Care* 27(6), 745.e7-745.e12 (2012).
- [4] Basso, F., “Fluid Management in the Intensive Care Unit: Bioelectrical Impedance Vector Analysis as a Tool to Assess Hydration Status and Optimal Fluid”, *Blood Purif.*, 36, 192–199 (2013).
- [5] Wiedemann, H.P., “Comparison of two fluid-management strategies in acute lung injury”, *N. Engl. J. Med.*, 354, 2564–2575 (2006).
- [6] Barmparas, G., “Impact of positive fluid balance on critically ill surgical patients: A prospective observational study”, *J. Crit. Care.*, 29(6), 936–941 (2014).
- [7] Samoni, S., “Impact of hyperhydration on the mortality risk in critically ill patients admitted in intensive care units: comparison between bioelectrical impedance vector analysis and cumulative fluid balance recording”. *Crit. Care*, 20(95), (2016).
- [8] Di Somma, S., “The emerging role of biomarkers and bio-impedance in evaluating hydration status in patients with acute heart failure”, *Clin. Chem. Lab. Med.*, 50(12), 2093–2105 (2012).

- [9] Peacock, W. F., “Current Technique of Fluid Status Assessment”, *Congest. Hear. Fail.*, 16(4), S45-S51 (2010).
- [10] Koonrangsomboon, W., “Impact of positive fluid balance on mortality and length of stay in septic shock patients”, *Indian J. Crit. Care Med.*, 19, 708-713 (2015).
- [11] Perren, A. “Fluid balance in critically ill patients Should we really rely on it?”, *Minerva Anestesiologica*, 77(8), 802–811 (2011).
- [12] Lukaski H. C., “Assessment of fat-free mass using bioelectrical impedance measurements of the human body”, *Am. J. Clin. Nutr.*, 41(4), 810–817 (1985).
- [13] Piccoli, A., “Whole body - Single frequency bioimpedance”. *Contrib. Nephrol.*, 149, 150–61 (2005).

MANEJO DE PRÓTESIS DE MIEMBRO INFERIOR A TRAVÉS DE SIMULACIÓN ACORDE AL CUERPO HUMANO

M. C. Gómez-Conde^a, P. Sánchez-Sánchez^b

Facultad de Ciencias de la Electrónica, BUAP, Pue. Puebla,

^amcgzc@yahoo.com.mx, ^blepable@ece.buap.mx

RESUMEN

El estudio de la estructura ósea del pie resulta de gran interés en diferentes áreas de investigación y enseñanza. Desde el punto de vista académico, el uso de software (CAD/CAM/CAE) como **Matlab**[®] y **SolidWorks**[®] permite diseñar prótesis y órtesis siendo completamente funcionales, estas herramientas mejoran la percepción y el entendimiento del movimiento del pie. En un simulador se utiliza el método sistémico para modelar el objeto, generar la matemática necesaria, describir el comportamiento del pie y evaluar el sistema a través de una interfaz gráfica tridimensional aumentando el conocimiento e innovación en las diferentes áreas del conocimiento.

Palabras Clave: SolidWorks, Matlab, CAD

ABSTRAC

The study of the skeletal structure of the foot is of significant interest in different research and teaching areas. From the academic point of view, the use of software (CAD/ CAM / CAE) such as **Matlab**[®] and **SolidWorks**[®], allows the design of prostheses and orthoses being fully functional, these tools increase the perception and understanding of the foot movement. In a simulator, the systemic method is used to model the object, generate the necessary mathematics, describe the behavior of the foot and evaluate the system through a three-dimensional graphic interface, increasing knowledge and innovation in the different areas of knowledge.

Key words: SolidWorks, Matlab, CAD

1. INTRODUCCIÓN

En el área de la salud se define a una articulación como la unión de dos huesos, mientras que en el área de la robótica se considera que es la unión material de dos o más piezas de modo que por lo menos una de ellas mantenga alguna libertad de movimiento del cuerpo y su correlación con respecto al tronco. El pie es un órgano complejo que realiza diversas funciones primordiales tales como el soporte de la postura humana. El pie ayudado por músculos, tendones y otros huesos impide que el cuerpo humano caiga.

Existen cinco posturas principales que el cuerpo humano puede realizar; *clinoposición* (tumbados, echados o tendido sobre la espalda o boca arriba o la posición del cuerpo cuando está

tendido sobre uno de sus lados), **Ortostatismo** u **ortógrada** (de pie o vertical), **sedestación** (cuando el cuerpo está sentado), **cucillias** y **arrodillado** (Ver Figura 1). De especial interés la postura ortógrada, ya que en la robótica describe la acción de caminar o estar de pie con el cuerpo en posición vertical, representando un gran reto de diseño y fabricación.

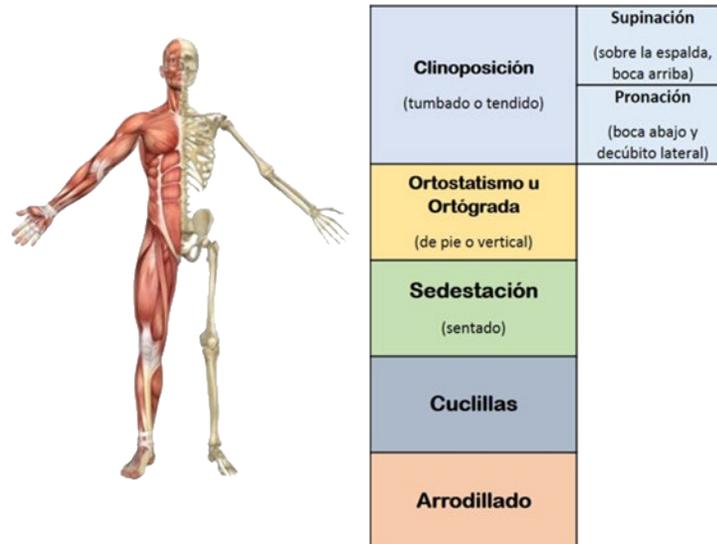


Figura 1. Posturas del cuerpo humano

Los trabajos realizados en la década de los 70's y los 80's con respecto a la extremidad inferior ha fungido un papel importante para el avance en conocimiento médico y tecnológico, más sin embargo, ha sido desestimada la estructura ósea del pie, sabiendo que de ahí se parte para la propia marcha, las funciones de sostén, propulsión, recepción y amortiguación, dando lugar a que se realicen prótesis y órtesis estructuralmente estorbosas o de deficiente funcionalidad y en robótica dando lugar a diseños que son conformados por placas de una sola segmentación o en su defecto sustituyéndolo por ruedas.

En el desarrollo de simuladores enfocados en el pie humano, éste se ha considerado como un órgano de simple bosquejo, no obstante se conoce médicamente que el pie es un órgano fundamental y complejo que posee numerosas funciones como el sostén (estos son proveídos por las articulaciones y los tendones), la propulsión, la recepción (por sus tejidos internos y externos) y la amortiguación, con la función elemental de proporcionar las condiciones necesarias para poder mantener el equilibrio del cuerpo en relación con el suelo.

Hasta el momento el estudio del movimiento del pie humano, usando simuladores, ha sido bastante básico, ya que el pie se ha considerado como un sistema simple de piezas planas. Actualmente, las áreas interesadas en el estudio del movimiento del pie humano han aumentado, tales como el ámbito industrial, la tecnología y en el área médica. En el área de robótica y bioingeniería, el interés por realizar un estudio más detallado del pie humano se debe al interés por proporcionarle a los robots la capacidad de caminar de forma más natural o similar al del ser humano, y en el área médica la creación de una prótesis funcional y más accesible económicamente, así como en el área de enseñanza la manipulación y entendimiento del cuerpo humano sin necesidad de dañar equipo costoso.

2. TEORÍA

Desde el punto de vista clínico, la marcha normal presenta cinco características imperceptibles pero presentes si se estudia con detenimiento; uno: Estabilidad (de todo el cuerpo) durante el apoyo, dos: Paso libre del pie durante el balanceo, tres: Preparación adecuada del pie para el contacto inicial con el suelo o superficie, cuatro: Longitud adecuada del paso, que también se relaciona con la estatura del individuo, cinco: Energía utilizada al caminar, es decir la conservación de la energía. [3]

El ciclo de marcha se divide en dos fases principales: **Fase de apoyo** y **Fase de balanceo**, que son importantes para originar el avance o retroceso y que al final se resumen en puntos de apoyo o presión del pie mostrándose en la Figura 2. De acuerdo a la anatomía del pie, es posible generar rápidamente la aceleración, oscilación intermedia y desaceleración, sin embargo, depende de la edad, la fatiga o el dolor. Morfológicamente la descripción de la bóveda plantar se basa en la existencia de arcos óseos de diferente elevación respecto del suelo durante el apoyo, originando la clasificación de los pies: cavo, normales y planos (o convexo de este último). [5]

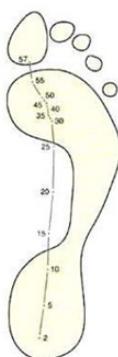


Figura 2. Puntos de presión al realizar la caminata

El pie y el tobillo son puntos focales en los que se transmite el peso durante la marcha. Los acojinamientos gruesos del talón y dedos actúan como amortiguadores en los actos de marcha y carrera, las articulaciones están capacitadas para efectuar los ajustes necesarios para el equilibrio fino sobre diversos terrenos. Así pues, el pie está compuesto de muchos huesos que fungen un papel importante para la movilidad del pie (Ver Figura 3), seccionándose coloquialmente en dedos del pie (comprendido por todas las falanges), la planta del pie (comprendida por todos los metatarsianos) y el talón (comprendido por todos los huesos restantes).[4]

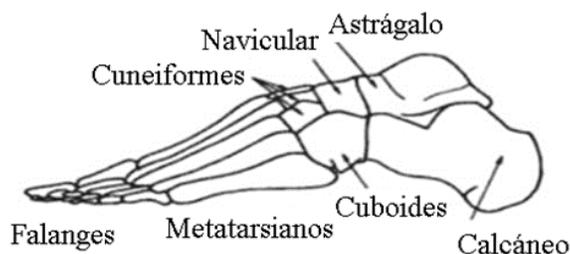


Figura 3. Estructura ósea del pie

Desde el punto de vista de control, un sistema para que cumpla una tarea debe de estar en un lazo de retroalimentación. Ver Figura 4. El bloque de “Control” brinda la información necesaria para que el bloque “Sistema” cumpla con la tarea asignada, mientras que “x” como entrada e “y” como salida (movimiento o acción generada resultante). [1]

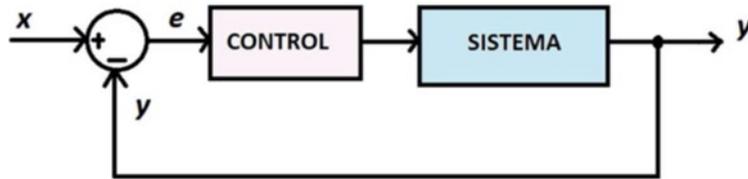


Figura 4. Sistema en lazo cerrado

En este caso el bloque “Control” describe una estructura PD, es decir Proporcional y Derivativo (PD) usada para cumplir con la tarea asignada que es “regulación”, también conocida como control de posición. Mientras que el bloque “Sistema” representa el pie. [2]

Para realizar un simulador, desde el punto de vista de diseño, se requieren cumplir con tres pasos importantes: 1) modelado matemático del sistema, 2) dibujo del sistema usando herramientas CAD y 3) programación del sistema.

1) Modelado matemático del sistema: Este paso consiste en caracterizar el comportamiento del sistema usando leyes físicas y mecánicas, que permitan obtener la representación matemática del sistema, la cual se capaz de describir el comportamiento de dicho sistema a cualquier estímulo, sea este interno o externo. La metodología usada para obtener el modelo matemático es la “Metodología de Euler-Lagrange”, la cual consiste en: a) obtener la cinemática directa del sistema (posición), b) calcular la velocidad, c) obtener la rapidez, es decir la velocidad al cuadrado, d) hallar las energías cinética y potencial, e) evaluar el Lagrangiano $\mathcal{L}(q, \dot{q})$, el cual se define como la diferencia entre la energía cinética y la potencial, y finalmente f) evaluar el Lagrangiano en la ecuación de Euler-Lagrange, la cual se define como

$$\frac{d}{dt} \left[\frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial \dot{q}} \right] - \frac{\partial \mathcal{L}(q, \dot{q})}{\partial q} = \tau \quad (1)$$

donde τ es el par aplicado, el cual es equivale al voltaje aplicado, siendo necesario para el funcionamiento del sistema. El resultado obtenido de resolver (1) se conoce como modelo dinámico del sistema y está definido como:

$$M(q)\ddot{q} + C(q, \dot{q})\dot{q} + g(q) = \tau \quad (2)$$

siendo $M(q)$ la matriz de inercia, que se encuentra intrínsecamente relacionada con la energía cinética, la matriz Centrífuga y de Coriolis $C(q, \dot{q})$ (necesaria para establecer la estabilidad del sistema) y el vector de gravedad $g(q)$.

El par aplicado τ es el control PD, cuya principal función es garantizar que el sistema en lazo cerrado cumpla con la tarea asignada. El control PD está definido como:

$$\tau = K_p \tilde{q} - K_D \dot{q} + g(q) \quad (3)$$

donde $\tau = K_p \tilde{q} - K_D \dot{q} + g(q)$ y $\tau = K_p \tilde{q} - K_D \dot{q} + g(q)$ son la ganancia proporcional y derivativa, respectivamente. La ley de control y el sistema deben de ser analizados usando la teoría de Lyapunov con el objetivo de comprobar estabilidad. [1]

2) Dibujo del sistema usando herramientas CAD: Para la creación de cualquier objeto previamente se realiza un esbozo, plano o simulación (CAD) (ejemplo Figura 5), esto es con diferentes clases de simuladores, uno en particular conocido simplemente como simulador (comprende aquellos que se realizan físicamente o están acompañados de algún control o volante para su manejo) y en el ámbito académico como simulador digital o simulador por computadora (comprende aquella herramienta computacional con la cual se modifican parámetros específicos o características específicas de los objetos que se están diseñando o utilizando.)

Ahora bien, un simulador permite emular el comportamiento de un sistema, bajo el mando de un controlador, e informar por medio de una plataforma gráfica, todas las posibles variables que podemos encontrar en un sistema real, de la manera más cercana posible a la máquina que se simula, en robótica y control reproduce artificialmente un fenómeno o las relaciones entrada-salida de un sistema, siendo que los simuladores reproducen sensaciones y experiencias que en la realidad pueden llegar a suceder convirtiéndose en una amplia gama de aplicaciones y usos. Con el uso de Matlab[®] a través de Simulink[®] permite diseñar sistemas dinámicos sencillos o complejos y realizar modelado y simulación, así pues, la manipulación de la simulación en SolidWorks[®] se hace a través de Matlab.

3) Programación del sistema: es el uso de un lenguaje de programación que relacione el dibujo 3D realizado con software CAD y las ecuaciones matemáticas que describen el sistema a través de un método de análisis numérico, como el “Método de Runge-Kutta 5”. Los métodos numéricos permiten resolver las ecuaciones dinámicas del sistema, para después mover el dibujo (objeto) describiendo el comportamiento real del sistema. Figura 7.

3. PARTE EXPERIMENTAL

La manipulación de la estructura inferior del cuerpo humano sin dañar al paciente posibilita una mejor comprensión estructural y de desarrollo, variando parámetros fáciles de introducir y prácticos de visualizar, que a partir de una estructura en dos dimensiones se transforma en tres dimensiones y a su vez permite la creación de la prótesis seccionados para su manipulación a través de Matlab[®].

El dibujo tridimensional o 3D se realiza con software CAD, el cual permite obtener una representación realista del sistema (Figura 5). El software usado en este trabajo es SolidWorks[®].

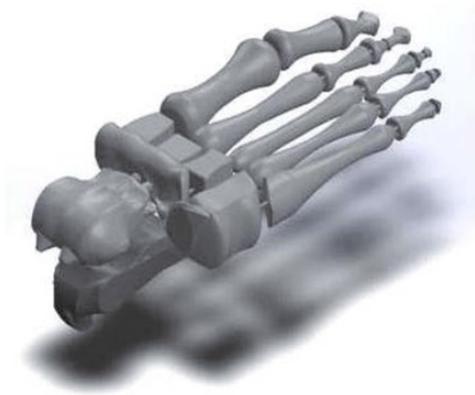


Figura 5. Modelo de un pie usando SolidWorks®

El pie de acuerdo a los puntos de presión se forma en bloques para facilitar su manejo, ya sea en el ámbito académico o en el médico, sin dejar a un lado la propia morfología del pie, es decir, contemplando la bóveda plantar característica del pie.

En la Figura 6 se observa en color los bloques por los cuales se seccionó al pie, así como también sus componentes ya dibujados en SolidWorks®.

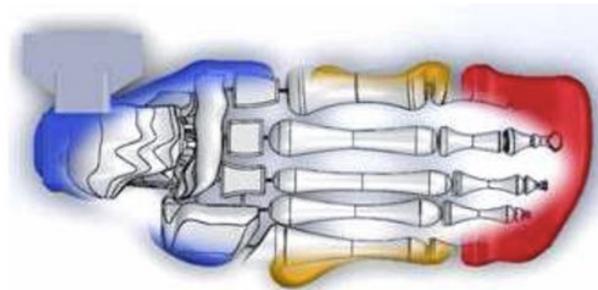


Figura 6. Diseño del pie seccionándola a bloques

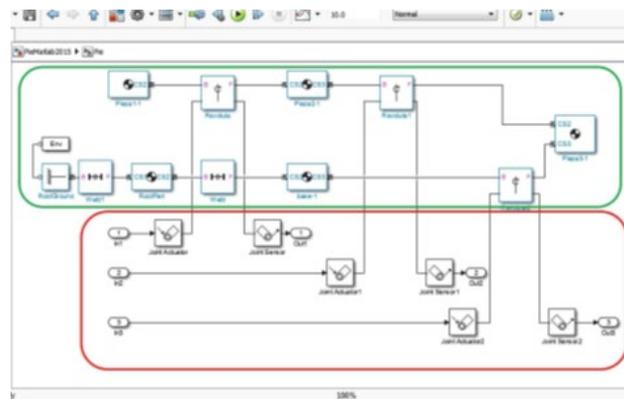


Figura 7. Sistema del pie en Simulink® de Matlab®

La relación entre los programas se usa con el Toolbox sim-mechanics® de Matlab®. Haciendo uso de la estructura del sistema, se agrega el control Proporcional Derivativo mismo que cumple la función de poder ser manipulable, de acuerdo a los requerimientos

necesarios para el funcionamiento del mismo y continuando con el uso de Matlab[®], se visualiza el comportamiento del sistema en lazo cerrado en la salida que representa un voltaje de acuerdo a los conceptos teóricos, de igual forma en gráficas que representan cada sección y la visualización del comportamiento real del sistema manipulando los parámetros. Dependiendo de la posición en la que se encuentre se elige el movimiento para iniciar la cadencia hacia adelante o hacia atrás considerando la estabilidad del sistema. Ver Figura 8.

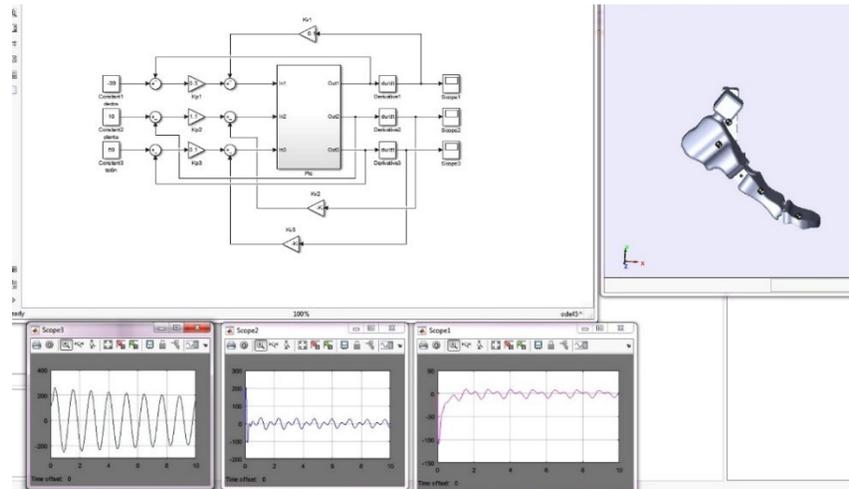


Figura 8. Control y representación de todo el sistema en lazo cerrado

Así pues, se corrobora en las gráficas los puntos de mayor presión procedentes de la fuerza vertical que ejerce el peso corporal funcionando como mecedoras presentes al momento de iniciar la caminata (Ver Figura 9), soliendo ser casi imperceptibles al ojo humano pero importantes cuando se inicia la cadencia y la naturalidad de los movimientos sin afectar estructuras superiores.

Los valores permitidos para generar movimiento en el sistema dependen del usuario considerando los grados de amplitud que puede alcanzar una extremidad inferior, sin embargo, no representa una limitante en los valores que puede adquirir cada variable.

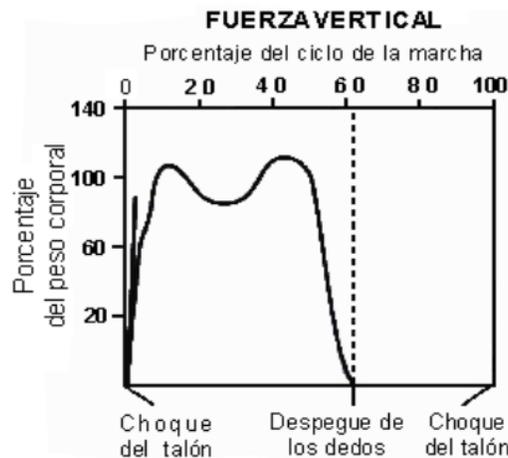


Figura 9. Reacción del suelo a la marcha

4. CONCLUSIONES

Se ha desarrollado un simulador para estudiar el comportamiento de la estructura ósea del pie modelándolo como un sistema de control en lazo cerrado. En este sistema se introduce un controlador proporcional derivativo que permite reproducir y visualizar el movimiento del pie en condiciones iniciales normales de cadencia. El presente simulador contribuye al conocimiento e innovación de estructuras que actualmente se usan en medicina y robótica, permitiendo ser manipuladas sin necesidad de dañar equipo costoso y con la posibilidad de consolidarse en una prótesis u órtesis de apoyo a personas con capacidades especiales, ampliando las aplicaciones en los diferentes niveles educativos y de tecnología.

5. REFERENCIAS

- [1]. Rafael Kelly, Victor Santibáñez, “Control de movimientos de robots manipuladores”, Editorial Pearson Education, Madrid, 10-291, 2003.
- [2]. Fernando Reyes, “Robótica – control de robots manipuladores”, Alfaomega Grupo Editor, 9-342, 2011.
- [3]. Dr. Stanley Hoppenfeld, “Exploración Física de la columna vertebral y las extremidades”, Editorial El Manual Moderno, México D.F. ISBN: 96B-426055-5, 352-417, 1979,
- [4]. Niquel Palastanga, Derek Field and Roger Soames, “Anatomía y movimiento humano. Estructura y funcionamiento”, Editorial Paidotribo, Tercera edición, Barcelona, 228-231, 2000
- [5]. Mann Coughlin and Saltzman, “Pie y Tobillo”, Octava edición, Editorial Marbán, 1-27, 2011
- [6]. Manuel Gil Rodríguez, “Introducción rápida a Matlab y Simulink para ciencia e ingeniería”, Ediciones Díaz de Santos S.A., 80-87, 2003.

DISEÑO DE HERRAMIENTAS PARA LA MEJORA Y APOYO DE TERAPIAS COGNITIVAS ENFOCADAS EN EL TRATAMIENTO DE LA DEPRESIÓN

Jorge Zamora^a, Sofia Luna^b

Facultad de Arquitectura, Universidad Autónoma de Nuevo León,
^ajorge_zamora@outlook.com, ^bsofia.lunard@uanl.edu.mx

RESUMEN

La depresión es una condición mental que afecta distintos aspectos de nuestra persona, ya sea el estado de ánimo, respuestas emocionales y la percepción del día a día. Existen distintas formas de tratar la depresión, como la terapia cognitiva. Al analizar estas terapias, se detectaron varios problemas que surgen de estas. Se desarrolló una propuesta con el objetivo de mejorar las terapias cognitivas para que se trate la depresión de una mejor manera.

Palabras clave: Terapias cognitivas, depresión

ABSTRACT

Depression is a mental condition that affects different aspects of our personality, such as mood, emotional responses and daily perception. There are various forms of depression treatment, like cognitive therapy. After further investigation, it was noted that a number of problems originate from these therapies. A project was developed with the objective of improving cognitive therapies for a better treatment of depression.

Key words: Cognitive therapies, depression

1. INTRODUCCIÓN

La depresión es una condición mental que afecta distintos aspectos de nuestra persona, ya sea el estado de ánimo, respuestas emocionales y la percepción del día a día. Según la OMS, 300 millones de personas sufren de depresión a nivel mundial, y se espera que esta cifra aumente con el tiempo. Existen distintos tipos de depresión, cada uno tiene sus diferentes maneras de cambiar en varias maneras el comportamiento de una persona, síntomas o señales y las consecuencias que estos conllevan. En el caso de esta investigación, el enfoque se centra en el estado depresivo mayor, el cual es el tipo de depresión más común que existe. Se caracteriza por que la persona está en un estado depresivo la mayor parte del día, experimenta problemas para enfocarse, baja autoestima, pérdida de interés en actividades que antes eran gratificantes etc.

Existen diferentes formas para tratar la depresión, ya sea ejercicio, dormir, mejorar la nutrición etc. pero el tratamiento más relevante que existe son las terapias. Estas se

clasifican de acuerdo con su enfoque, pero en el caso de este proyecto las terapias cognitivas son las de mayor importancia. Esta terapia se centra en el comportamiento, pensamientos y sentimientos del paciente, evaluándolos y estudiándolos para así poder llegar a la raíz del problema.

2. PARTE EXPERIMENTAL

En esta etapa se desarrollaron diferentes propuestas, las cuales se presentaron a profesionales en la materia para comprobar su viabilidad. Entre todas las propuestas, hubo una en particular que fue elegida la opción más viable por todos los profesionales, esta propuesta es llamada “Pocket Emotions.” Consiste en un dispositivo que, en conjunto con una aplicación, permite el registro inmediato de las emociones de un paciente con estado depresivo mayor en su día a día.



Ilustración 1 Modelo 3D de la propuesta

La aplicación contiene cuatro funciones principales: el registro de emociones, estadísticas, configuración y registro central.



Ilustración 2 Interfaz de aplicación

La aplicación se encarga de llevar el registro de los pacientes. El registro se lleva a cabo de una manera gráfica para que sea fácil de leer e interpretar. Esta información se puede presentar por día o por mes. Los colores representan las diferentes emociones registradas.



Ilustración 3 Registro de emociones por día

Las funciones para el terapeuta le permiten visualizar el registro de emociones de cada uno de sus pacientes que utilice el producto. El terapeuta podrá ver el calendario de registro de

cada paciente y también profundizar en la información. Visualizar el registro permitirá al terapeuta tener una mejor idea de los problemas del paciente.



Ilustración 4 Estadísticas disponibles para el terapeuta

Una parte muy importante de la propuesta es que sea muy fácil de usar, ya que las personas con estado depresivo mayor no tienen la motivación de realizar varios pasos en cualquier ejercicio. El ciclo de uso consiste en cuatro pasos:



Ilustración 5: Vista superior de la propuesta, representando la rotación de uno de sus componentes

El usuario elige la emoción que quiera registrar, dependiendo del color, rotando la parte superior del dispositivo. El significado de los colores es:

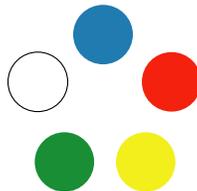


Ilustración 6: Colores representativos de cada botón

Azul (tristeza), rojo (irritabilidad), amarillo (bienestar), verde (ansiedad) y blanco (desánimo). Se seleccionan estas emociones basadas en entrevistas. Se comentó que estas eran las emociones más prevalentes en personas con depresión. La emoción de bienestar es importante incluirla ya que se necesita una emoción positiva para que el paciente pueda registrar los buenos momentos que ha sentido.

Después de elegir la emoción, el usuario presiona el botón de color de acuerdo a la emoción que esté sintiendo.



Ilustración 7: Uso del dispositivo

El dispositivo enciende una luz del mismo color que el botón que se presionó. Esto pasa para que el producto le pueda dar al usuario una retroalimentación rápida, diciéndole que la emoción se ha registrado con éxito en la aplicación.



Ilustración 8: Modelo 3D en isometría

3. CONCLUSIONES

Al investigar se logró enfocar mejor el propósito del proyecto, ya que la propuesta final ataca un problema en específico y es aprobado por profesionales en la materia. Al implementar la propuesta final en las terapias cognitivas, le ayudaría al terapeuta a identificar con mayor facilidad los problemas clave del paciente, se lograría también una terapia aún más fluida, el paciente no perderá la noción de progreso y se tendrá un registro inmediato de las emociones de todos los pacientes al alcance del terapeuta.

4. BIBLIOGRAFÍA

- [1]. American Psychiatric Association. (2010). Practice guideline for the treatment of patients with major depressive disorder. *The American Journal of Psychiatry*, 150(4), 46–50. <https://doi.org/10.1176/appi.books.9780890423387.654001>
- [2]. Personal de Henry Ford Health System. (2017). The Physical Effects of Depression | Henry Ford - LiveWell. Retrieved October 11, 2017, from <http://www.henryfordlivewell.com/physical-effects-depression/>
- [3]. Robinson Lawrence, Segal Jeanne, S. M. (2017). The Mental Health Benefits of Exercise. Retrieved October 9, 2017, from <https://www.helpguide.org/articles/healthy-living/the-mental-health-benefits-of-exercise.htm?pdf=true>
- [4]. Saisan Joanna, Smith Melinda, S. J. (2017). Depression Treatment. Retrieved October 10, 2017, from <https://www.helpguide.org/articles/depression/depression-treatment.htm?pdf=true>
- [5]. Singal Jesse. (2017). Anxiety and Depression Are on an 80-Year Upswing -- Science of Us. Retrieved September 21, 2017, from <http://nymag.com/scienceofus/2016/03/for-80-years-young-americans-have-been-getting-more-anxious-and-depressed.html>
- [6]. The Refuge. (2017). Depression: Effects, Causes, Symptoms, Signs, Statistics - The Refuge. Retrieved September 15, 2017, from <http://www.therefuge-ahealingplace.com/depression-treatment/effects-symptoms-signs/>
- [7]. University of California Santa Cruz. (2017). Depression and Suicide. Retrieved October 6, 2017, from <https://caps.ucsc.edu/resources/depression.html>
- [8]. Viikan, A. (2017). A Fast Road to the Study of Emotions.

- [9]. Walker, C. (2008a). Depression and globalisation: The Politics of Mental Health in the 21st Century.
- [10]. Walker, C. (2008b). The Structures of Society and Depression. Depression and Globalisation: The Politics of Mental Health in the 21st Century, 133–157.

HELICOBACTER PYLORI Y EXPRESIÓN DE GKN1 EN PACIENTES CON CÁNCER GÁSTRICO

José Guadalupe Aguilar Díaz^a, Betsabe Guadalupe Najera Ruiz^a, Judit Alarcón Millán^a, Sandra Inés Lorenzo Nazario^a, Carmen Sol De la Peña Cruz^a, Julio Ortiz Ortiz^b, Adolfo Román Román^c, Gloria Fernández Tilapa^a, Hilda Jiménez Wences^a, Dinorah Nashely Martínez Carrillo^a

^a Laboratorio de Investigación Clínica, Josesito_adm@hotmail.com, betsignr@hotmail.com, judmi_7@hotmail.com, inexita78@hotmail.com, carmen_soles@yahoo.com.mx, gferti@hotmail.com, hjimenez@uagro.mx,

^b Laboratorio de Biomedicina Molecular, julioortiz771210@gmail.com,

^c Laboratorio de Investigación en Bacteriología, arroman6046@gmail.com
Facultad de Ciencias Químico Biológicas. UAGro. dinomtzcar@outlook.com

RESUMEN

Gastroquina 1 (GKN1), se expresa abundantemente en la mucosa gástrica sana, pero se encuentra disminuida en la infección por *H. pylori* y ausente en tejido de cáncer gástrico. Se ha propuesto que individuos con baja expresión de GKN1 tienen mayor riesgo de desarrollar cáncer gástrico. El objetivo del estudio fue analizar la expresión de GKN1 y su relación con la infección por *H. pylori* en pacientes con cáncer gástrico. La expresión de GKN1 en tejido tumoral fue baja en comparación con el tejido adyacente de pacientes con cáncer gástrico. No se encontró relación entre la expresión de GKN1 y la infección por *H. pylori*. La determinación de la expresión de GKN1 podría ayudar a identificar a individuos en riesgo de desarrollar cáncer gástrico.

Palabras clave: *H. pylori*, Cáncer gástrico, GKN1.

ABSTRACT

Gastrokine 1 (GKN1) is expressed abundantly in the healthy gastric mucosa, but is reduced in *H. pylori* infection and absent in gastric cancer tissue. It has been proposed that individuals with low expression of GKN1 have an increased risk of gastric cancer. The objective of this work was analyze the expression of *GKN1* and its relationship with *H. pylori* infection in patients with gastric cancer. The expression of *GKN1* in tumor tissue was low in comparison with the adjacent tissue of patients with gastric cancer. No relationship was found between the expression of *GKN1* and *H. pylori* infection. The determination of the expression of GKN1 could help identify individuals at risk of gastric cancer.

Key words: *H. pylori*, gastric cancer, GKN1.

1. INTRODUCCIÓN

A nivel mundial el cáncer gástrico ocupa el quinto lugar de incidencia y representa el tercer lugar de mortalidad oncológica en ambos sexos [1]. En México, durante el 2013, el cáncer gástrico ocupó el tercer lugar de mortalidad en individuos mayores de 20 años [2]. Recientemente el cáncer gástrico es considerado un problema de salud pública debido a su elevado índice de mortalidad y baja tasa de supervivencia. Se han determinado diversos factores para el desarrollo de cáncer gástrico, sin embargo, la infección por *H. pylori* es el principal factor de riesgo. Se tiene conocimiento que *H. pylori* induce daño a las células epiteliales gástricas a través de diversos factores de virulencia que garantizan su supervivencia en la superficie de la mucosa gástrica y le permite la evasión de la respuesta inmune por parte del huésped [3]. *H. pylori* induce la activación de DNA metiltransferasas (HDNMTs) promoviendo así, la metilación del DNA del huésped en las regiones promotoras de varios genes que actúan como supresores tumorales en el cáncer gástrico [4]. Se ha propuesto que la metilación inducida por *H. pylori* está implicada en la disminución de la expresión de gastroquina 1 (GKN1), una proteína supresora de tumor [5]. Diversos estudios se han centrado en la identificación de nuevas moléculas endógenas que participan en el mantenimiento de la mucosa gástrica, brindando una nueva visión de la fisiología normal del estómago y de los mecanismos regulatorios implicados en la oncogénesis gástrica; así como identificación de marcadores moleculares para la detección temprana del cáncer gástrico [6,7]. El objetivo de esta investigación fue analizar la expresión de *GKN1* y su relación con la infección por *H. pylori* en pacientes con cáncer gástrico del Estado de Guerrero.

2. PARTE EXPERIMENTAL

Muestras clínicas. La toma y colecta de las muestras de cáncer gástrico se realizó en el Servicio de Endoscopia del Instituto Estatal de Cancerología «Arturo Beltrán Ortega» en Acapulco, Guerrero. Todas las muestras fueron colectadas y procesadas previa firma del consentimiento informado. La endoscopia se efectuó después de una noche de ayuno, empleando un video endoscopio gastrointestinal. Las biopsias gástricas se utilizaron para realizar: I) análisis histopatológico en el mismo hospital; II) extracción de ADN para la detección de *H. pylori*; y III) extracción de ARN para los ensayos de RT-qPCR. Estos últimos se realizaron en el Laboratorio de Investigación Clínica de la Facultad de Ciencias Químico Biológicas. Así mismo se tomaron muestras de tejido adyacente al tumor de cada uno de los pacientes incluidos.

El tejido empleado para la identificación de *H. pylori* fue colocado en solución amortiguadora de Tris 10 mM pH 8.0, EDTA 20 mM pH 8.0, SDS 0.5%; la segunda biopsia se colocó en trizol para la obtención del ARN; mientras que la última biopsia fue fijada en formol amortiguado para el estudio histopatológico. Las biopsias destinadas a la detección de *H. pylori* se mantuvieron a -20 ° C hasta su procesamiento.

Extracción de ADN. Se empleó la técnica de fenol-cloroformo-álcohol isoamílico, previa digestión con proteinasa K. La detección de *H. pylori* se realizó mediante PCR de punto final, en la cual se amplificó un fragmento del gen *16S* del ARNr, siguiendo la metodología ya

definida por Román-Román *et al.*, (2017). Todas las reacciones se realizaron en un termociclador Mastercycler Ep gradient (Eppendorf, Hamburg, Alemania).

Extracción de ARN. Se procedió a lisar y homogenizar las biopsias gástricas en trizol para posteriormente realizar la extracción del ARN, de acuerdo con el procedimiento establecido por Chomczynski y Sacchi. La pureza y cantidad del ARN se determinó mediante lectura de la densidad óptica de cada muestra a 260 nm y 280 nm usando el espectrofotómetro Nanodrop ND (Thermo Scientific, Wilmington, USA).

RT-qPCR. Los iniciadores y sonda empleados para el estudio de la expresión de *GKNI*, fueron diseñados, validados y sintetizados por la compañía Applied Biosystems. Se colocaron 25 ng de RNA, 2X TaqMan® RT-PCR Mix (Applied Biosystems, California, USA), 20X de TaqMan® Gene Expression Assay *GKNI* (Applied Biosystems, California, USA), 20X de TaqMan® Gene Expression Assay *GAPDH* (Applied Biosystems, California, USA) 40x TaqMan® RT Enzyme Mix (Applied Biosystems, California, USA) en un volumen final de 10 µl. La reacción se realizó empleando un equipo 7500 Fast Real Time PCR System (Thermo Fisher Scientific, Massachusetts, USA). El programa de amplificación consistió en 48°C por 15 min, 95°C por 10 min, 95°C por 15 seg y 60°C por 1 min a 40 ciclos. En todas las reacciones de qPCR se usaron controles negativos para cada gen con la finalidad de verificar la existencia de posible contaminación, la expresión de *GKNI* fue normalizada mediante la expresión de *GAPDH* y se empleó el método $2^{\Delta C_T}$ para detectar cambios en la expresión del gen de interés.

3. RESULTADOS

Se incluyeron siete pacientes con diagnóstico endoscópico e histopatológico de cáncer gástrico, de los cuales, el 71.4% (5/7) fueron del género femenino y el 28.6% (2/7) del masculino. La edad promedio de los pacientes fue de 60.7 años \pm 19.6 años, con un rango de 29 a 89 años. La frecuencia de *H. pylori* fue del 57.1% (4/7) (Tabla 1).

En relación con la infección se encontró que hubo una mayor frecuencia de pacientes *H. pylori*-positivos en comparación con los pacientes *H. pylori*-negativos (57.2% vs. 42.8%, respectivamente); estos hallazgos coinciden con investigaciones donde se reporta una frecuencia similar en México en las cuales describen a *H. pylori* como uno de los principales factores a desarrollar cáncer gástrico.

Tabla 1. Frecuencia de la infección por *H. pylori* en pacientes con cáncer gástrico.

Estado de <i>H. pylori</i>	Cáncer gástrico n=7
<i>H. pylori</i> n (%)	
Positivo	4(57.1)
Negativo	3(42.9)
Total	7(100)

Expresión del ARNm de *GKNI*

Al analizar la expresión del ARNm de *GKNI*, se encontró disminuida la expresión en el tejido tumoral en comparación con el tejido adyacente, la expresión de *GKNI* estuvo disminuida en cáncer gástrico; sin embargo, entre la disminución de *GKNI* en tejido tumoral y tejido adyacente no hubo mayor diferencia, lo cual se puede deber a que al momento de tomar la biopsia de tejido adyacente, éste pudiera contener células tumorales y por ello no se obtuvo un valor estadístico significativo ($p=0.0728$) en la expresión de *GKNI* entre ambos tejidos (**Figura 1**). Estos resultados son similares a los obtenidos por Guo *et al.*, en 2014, quienes reportan una disminución de la expresión de *GKNI* en tejido tumoral con respecto a su tejido adyacente [8]. De los siete pacientes con cáncer gástrico, dos correspondían a cáncer gástrico de tipo intestinal y cinco de tipo difuso, la expresión del ARNm de *GKNI* en cáncer gástrico de tipo intestinal fue menor en comparación con el tipo difuso, lo que difiere con estudios realizados por Guo *et al.*, en 2014 en el cual encontraron menor expresión del ARNm de *GKNI* en pacientes con cáncer gástrico de tipo difuso en comparación con el tipo intestinal, lo cual podría estar relacionado con el estadio tumoral [8].

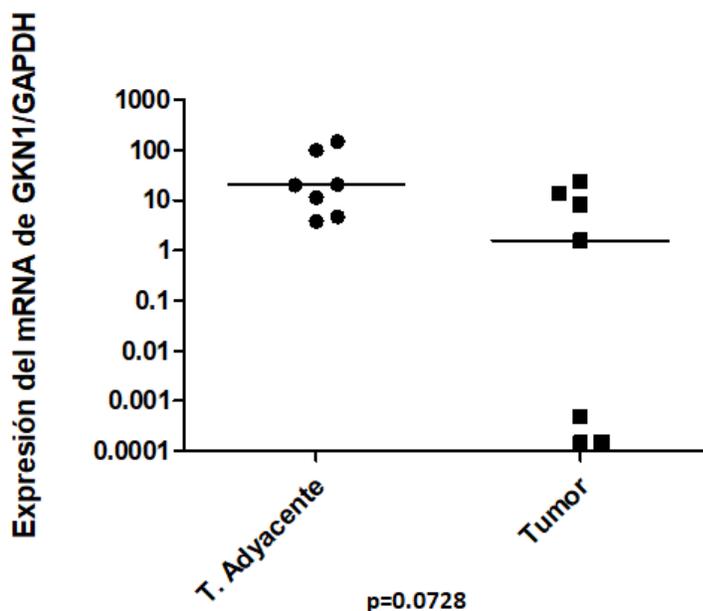


Figura 1. Expresión del mRNA de *GKNI*. Expresión de *GKNI* en muestras de cáncer gástrico y tejido adyacente. La expresión de *GKNI* se normalizó con el gen *GAPDH*. La expresión de *GKNI* en tejido tumoral fue baja en comparación con el tejido adyacente de pacientes con cáncer gástrico (Prueba de Mann-Whitney).

Análisis de *H. pylori* con la expresión de ARNm *GKNI*

Entre los pacientes *H. pylori* positivo la expresión de *GKNI* fue mayor que en los *H. pylori* negativos ($p=0.1143$) (**Figura 2**). Los resultados obtenidos pueden indicar que la infección por *H. pylori* no es necesaria para la disminución de *GKNI* una vez desarrollado el tumor, sin embargo, la infección por *H. pylori* puede estar implicada en el inicio de la carcinogénesis gástrica, y puede contribuir en la disminución de la expresión de *GKNI*.

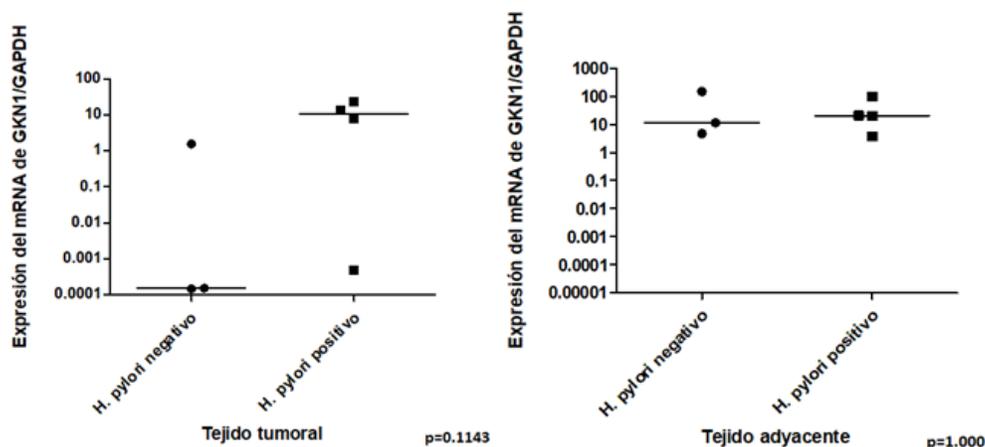


Figura 2. Expresión del mRNA de *GKN1* en relación a *H. pylori*. Expresión de *GKN1* en muestras de cáncer gástrico y tejido adyacente (Prueba de Mann-Whitney).

4. CONCLUSIONES

La expresión de *GKN1* en tejido tumoral fue baja en comparación con el tejido adyacente de pacientes con cáncer gástrico. No se encontró relación entre la expresión de *GKN1* y la infección por *H. pylori*. La determinación de la expresión de *GKN1* podría ayudar a identificar a individuos en riesgo de desarrollar cáncer gástrico.

AGRADECIMIENTOS

La investigación se realizó con financiamiento otorgado por la Secretaría de Educación Pública, a través del programa para el Apoyo a la incorporación de nuevos/as profesores/as de tiempo completo convocatoria 2017 y por el CONACyT Convocatoria Ciencia Básica CB-2015-01.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1]. Globocan, 2012. Disponible en: <http://globocan.iarc.fr/Default.aspx>. [citado 28 de octubre de 2017].
- [2]. Sánchez-Barriga, J. J., Tendencias de mortalidad y años potenciales de vida perdidos por cáncer gástrico en México, 2000-2012. *Rev. Gastroenterol. México* 81, 65–73 (2016).
- [3]. Mnich, E., Kowalewicz-Kulbat, M., Sicińska, P., Hinc, K., Obuchowski, M., Gajewski, A., Moran, A.P. and Chmiela, M., Impact of *Helicobacter pylori* on the healing process of the gastric barrier. *World J. Gastroenterol.* 22, 7536–7558 (2016).
- [4]. Na, H.-K. and Woo, J. H., *Helicobacter pylori* Induces Hypermethylation of CpG Islands Through Upregulation of DNA Methyltransferase: Possible Involvement of Reactive Oxygen/Nitrogen Species. *J. Cancer Prev.* 19, 259–264 (2014).
- [5]. Yoon, J. H., Choi, Y. J., Choi, W. S., Ashktorab, H., Smoot, D. T., Nam, S. W., Lee, J. Y. and Park, W. S., *GKN1*-miR-185-DNMT1 axis suppresses gastric

- carcinogenesis through regulation of epigenetic alteration and cell cycle. *Clin. Cancer Res. Off. J. Am. Assoc. Cancer Res.* 19, 4599–4610 (2013).
- [6]. Cooke C. L., Torres, J. and Solnick, J. V., Biomarkers of *Helicobacter pylori*-associated gastric cancer. *Gut Microbes.*4(6):532-40 (2013).
- [7]. Shiota, S. and Yamaoka, Y., Biomarkers for *Helicobacter pylori* infection and gastroduodenal diseases. *Biomark Med.* 8(9):1127-37 (2014).
- [8]. Guo, X-Y., Dong, L., Qin, B., Jiang, J. and Shi, A-M., Decreased expression of gastrokine 1 in gastric mucosa of gastric cancer patients. *World J Gastroenterol WJG.* 20(44):16702-6 (2014).

FRECUENCIA DE ISOFORMAS DE GKN1 EN PACIENTES CON GASTRITIS CRÓNICA Y CÁNCER GÁSTRICO

Merlin Itsel Cruz de la Rosa^a, Javier Florencio Martínez Santiago^a, Francisco Israel Torres Rojas^b, Julio Ortiz Ortiz^b, Berenice Illades Aguiar^b, Adolfo Román Román^c, Gloria Fernández Tilapa^a, Hilda Jiménez Wences^a, Dinorah Nashely Martínez Carrillo^{aφ}.

^a Laboratorio de Investigación Clínica,

itsel_cruz@hotmail.com, jams_9512@hotmail.com, gferti@hotmail.com,
hjimenez@uagro.mx,

^b Laboratorio de Biomedicina Molecular,

trisrael@yahoo.com.mx, julioortiz771210@gmail.com, billades@uagro.mx,

^c Laboratorio de Investigación en Bacteriología,

arroman6046@gmail.com,

Facultad de Ciencias Químico Biológicas-Universidad Autónoma de Guerrero.
Chilpancingo, Guerrero.

^φAutor de correspondencia: dinomtzcar@outlook.com

RESUMEN

Gastroquina 1 (GKN1), contiene un dominio BRICHOS, un segmento COOH-terminal y una región NH₂-terminal hidrofóbica. Se ha reportado la presencia de dos isoformas de GKN1, las cuales difieren en el primer aminoácido de la región NH₂-terminal, GKN1-D y GKN1-N. La isoforma que contiene asparagina (GKN1-N) se ha encontrado disminuida e incluso ausente en muestras de pacientes positivos a *Helicobacter pylori* (*H. pylori*). El objetivo de este trabajo fue analizar la frecuencia de las isoformas de GKN1 en muestras de pacientes con gastritis crónica y cáncer gástrico. No se encontraron mutaciones en la posición 2971, (N → D), sin embargo, en siete muestras se localizó una mutación de A → T en la región 2967. En conclusión, la isoforma GKN1-N fue la más frecuentemente encontrada en los grupos de estudio. Se identificó una mutación que no involucra un cambio aminoacídico.

Palabras claves: Gastroquina 1, Región NH₂-terminal hidrofóbica, Isoformas.

ABSTRACT

Gastrokeine 1 (GKN1), contains a BRICHOS domain, a COOH-terminal segment and a NH₂-terminal hydrophobic region. The presence of two isoforms of GKN1 have been reported, which differ in the first amino acid of the NH₂-terminal region, GKN1-D and GKN1-N. The isoform containing asparagine (GKN1-N) has been found diminished and even absent in samples of patients positive for *Helicobacter pylori* (*H. pylori*). The objective of this work was to analyze the frequency of GKN1 isoforms in samples from patients with chronic gastritis and gastric cancer. No mutations were found at position 2971, (N → D), however, in seven samples an A → T mutation was located in the 2967 region. In conclusion, the GKN1-N isoform was the most frequently found in the groups study. A mutation was identified that does not involve an amino acid change.

Keywords: Gatrokine1; NH₂-terminal hydrophobic region; Isoforms

1. INTRODUCCIÓN

GKN1 es importante para mantener la función fisiológica de la mucosa gástrica. Se ha reportado que, en tejidos de cáncer gástrico y lesiones precancerosas, tales como metaplasia intestinal hay pérdida de la expresión de GKN1 [5], y que en líneas celulares de cáncer gástrico su sobreexpresión induce apoptosis, sugiriendo un posible papel de la proteína como un supresor de tumor [1,6]. GKN1 pertenece a la superfamilia de proteínas con dominio BRICHOS y se le ha atribuido la regulación de células epiteliales gástricas infectadas por *H. pylori* [6]. Por otra parte, GKN1 juega un papel importante en la progresión de los cánceres gástricos esporádicos a través de la inhibición de la EMT y la migración de células cancerosas [7].

La proteína y el ARNm de GKN1 se localizan en las células mucosas superficiales del antro y el fondo gástrico en humanos. GKN1, contiene un dominio BRICHOS, un segmento COOH-terminal y una región NH₂-terminal hidrofóbica que actúa como péptido señal y/o de anclaje transmembranal [2,4]. Se han identificado dos isoformas de GKN1 que solo difieren en el aminoácido asparagina (N) por ácido aspártico (D) en el codón 13 del dominio NH₂-terminal. La implicación funcional de estas dos isoformas no se ha establecido. Sin embargo, la isoforma con N se encuentra en abundancia en estómago libre de enfermedad, mientras que en los individuos infectados por *H. pylori* la isoforma predominante es la isoforma con D. Estas dos isoformas de GKN1 podrían desempeñar papeles diferenciales en la respuesta al daño de la mucosa gástrica por *H. pylori* [3,5]. El objetivo de esta investigación fue analizar la frecuencia de las isoformas de GKN1 en muestras de pacientes con gastritis crónica y cáncer gástrico.

2. MATERIAL Y MÉTODOS

Muestras

Se seleccionaron 30 muestras del Biobanco de DNA del Laboratorio de Investigación Clínica, obtenidas de pacientes originarios del Estado de Guerrero con diagnóstico endoscópico e histopatológico de gastritis crónica y cáncer gástrico y de personas asintomáticas, con resultado de la identificación de *H. pylori*.

Amplificación de la secuencia del gen que codifica la región NH₂-terminal de GKN1

La amplificación de la secuencia que codifica la región NH₂-terminal de GKN1, se realizó mediante PCR punto final, bajo las siguientes condiciones de reacción: 5Ul de Amplitaq Gold Master Mix (Applied Biosystems, MA, USA), 1pM de cada iniciador (F 5'-GAT TGT CTT TGC TGG ACT TCT T-3'; R 5'-GCA CGT TGA CTA CCT ACA TTT C-'), 100 ng de DNA, en un volumen final de 15µL. Las condiciones de amplificación fueron las siguientes; desnaturalización inicial a 95°C por 10 min, 40 ciclos de desnaturalización a 95°C por 30 seg, alineamiento a 53.4°C por 30 seg, extensión a 72°C por 30 seg y un paso de extensión final a 72°C por 7 min. Se incluyó un control negativo en el que se sustituyó el

DNA por agua desionizada estéril, los productos de PCR fueron sometidos a electroforesis en gel de agarosa al 1.5% y visualizados con luz UV en un trasluminador M-20E (UVP, CA, USA) observándose una banda de 230pb (Figura. 1A).

Análisis de la secuencia del gen que codifica para la región NH₂-terminal de GKN1

Para realizar el análisis de la secuencia del gen que codifica la región NH₂-terminal de GKN1 el producto de PCR fue marcado utilizando el kit BIG DYE Terminator 3.1 (Applied Biosystems, UK, USA) utilizando las condiciones de reacción sugeridas por el fabricante. Las condiciones de marcaje fueron las siguientes; desnaturalización inicial de 95°C por 5 min, seguido de 25 ciclos de desnaturalización a 95°C por 30 seg, alineamiento a 51°C por 15 seg, extensión a 60°C por 3 min y una elongación final a 60°C por 10 min, posteriormente el producto fue purificado mediante el método de purificación manual con isopropanol al 75% y resuspendido en 20 µL de Hi-Di Formamida (Applied Biosystems, MA, USA) para su posterior secuenciación en el ABI PRISM 310 GENETIC ANALYZER (Applied Biosystems, CA, USA). El electroferograma de la secuencia obtenida fue analizado en el software Finch TV y alineada en el software online LALIGN (https://embnet.vital-it.ch/software/LALIGN_form.html), con la secuencia de referencia del gen *GKN1* (NC_000002.12) para identificar la presencia de mutaciones en la secuencia del gen que codifica para la región NH₂-terminal.

3. RESULTADOS

El 60% de los pacientes incluidos en el estudio fueron mujeres y el 40% hombres, 40% de los pacientes refirieron ser fumadores y el 66.6% consumidores de alcohol. La edad de los participantes fue de entre 20 y 90 años. Las características generales de la población estudiada se muestran en la tabla 1. Previamente los participantes de este estudio fueron diagnosticados con la infección de *H. pylori* mediante detección de anticuerpos o PCR (Figura 2).

Tabla 1. Características generales de personas asintomáticas y pacientes con gastritis crónica y cáncer gástrico

Características	Asintomáticos		Gastritis crónica		Cáncer gástrico	
	n = 10	%	n = 10	%	n = 10	%
Edad						
< 20 años			1	10		
20-40 años	9	90	1	10	3	30
41-60 años	1	10	3	30	1	10
61-80 años			5	50	5	50
81-90 años					1	10
Género						
Femenino	6	60	6	60	6	60
Masculino	4	40	4	40	4	40
Escolaridad						
Sin estudio	1	10			4	40
Primaria			3	30	5	50
Secundaria	1	10	2	20		

Bachillerato	6	60	1	10		
Licenciatura y más	2	20	2	20		
Sin dato			2	20	1	10
Antecedentes familiares						
Sí	6	60	3	30	5	50
No	4	40	7	70	5	50
Fuma						
Si	6	60	3	30	3	30
No	4	40	7	70	7	70
Alcohol						
Si	9	90	8	80	3	30
No	1	10	2	20	7	70
Café						
Si	4	40	8	80	9	90
No	6	60	2	20	1	10
Refresco						
Si	10	100	7	70	7	70
No	0	0	1	10	3	30
Sin dato			2	20		

Identificación de mutaciones y frecuencia de las isoformas de GKN1

El análisis de las secuencias de las muestras incluidas en el estudio permitió la identificación de una mutación en la posición 2,967 que implica un cambio de A por T en 7 muestras; 4 de personas asintomáticas, 2 de gastritis crónica y 1 de cáncer gástrico (Figura. 1C y Figura 3). En la población analizada no se observaron cambios nucleotídicos en el codón AAC de la región NH₂-terminal de GKN1 (Figura 1B y 1C) encontrando por lo tanto que la isoforma predominante en esta población fue la GKN1-N (Figura.3).

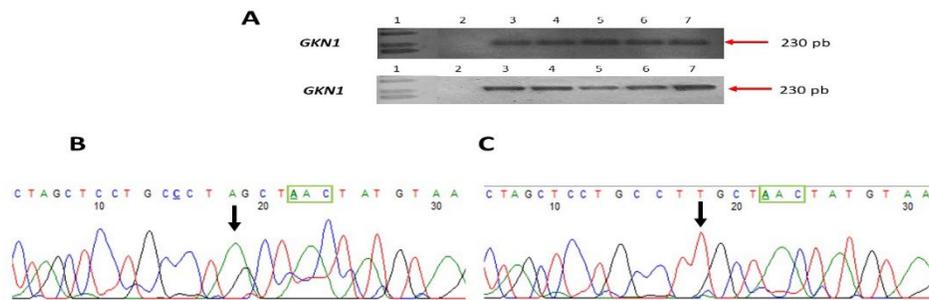


Figura 1. Amplificación y secuencias de GKN1. A) Electroforesis de los productos de PCR en gel de agarosa al 1.5%; Carril 1: marcador de peso molecular, Carril 2: control negativo, Carril 3-7 banda de 230 pb correspondiente a la secuencia amplificada de GKN1. B) Electroferograma de muestra clínica en la que no se encontraron mutaciones, se puede observar que no hay cambios en la secuencia de la región NH₂-terminal de GKN1. C) Electroferograma de muestra con mutación, se puede observar el cambio A→T en la posición 2967, marcado con la flecha negra. Cuadrado verde: Indica el codón AAC que codifica para N (no se observan cambios).

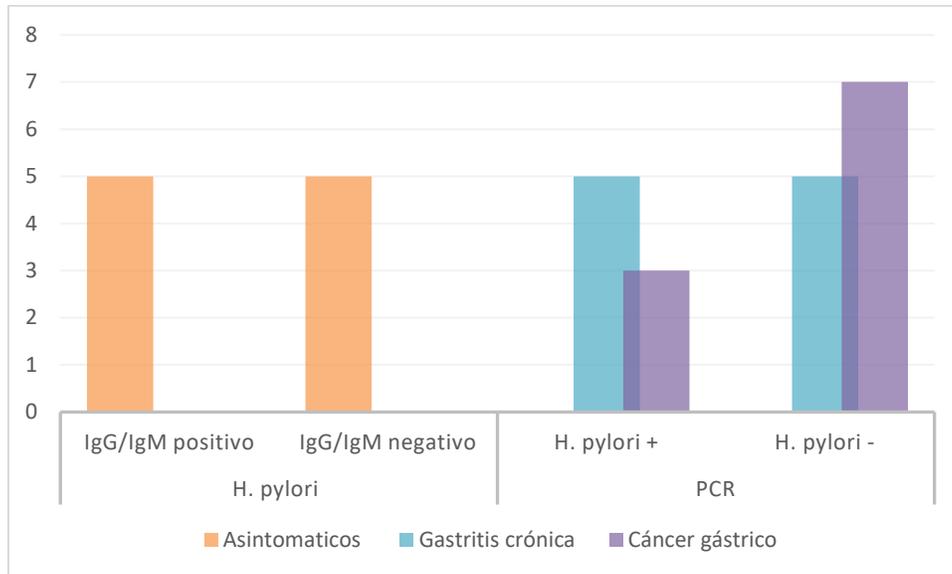


Figura 2. Diagnóstico de *H. pylori* en la población estudiada. Se muestra el diagnóstico de la población estudiada; asintomáticos (Diagnóstico serológico; IgG e IgM); pacientes con gastritis crónica y cáncer gástrico (Diagnóstico molecular, mediante PCR).

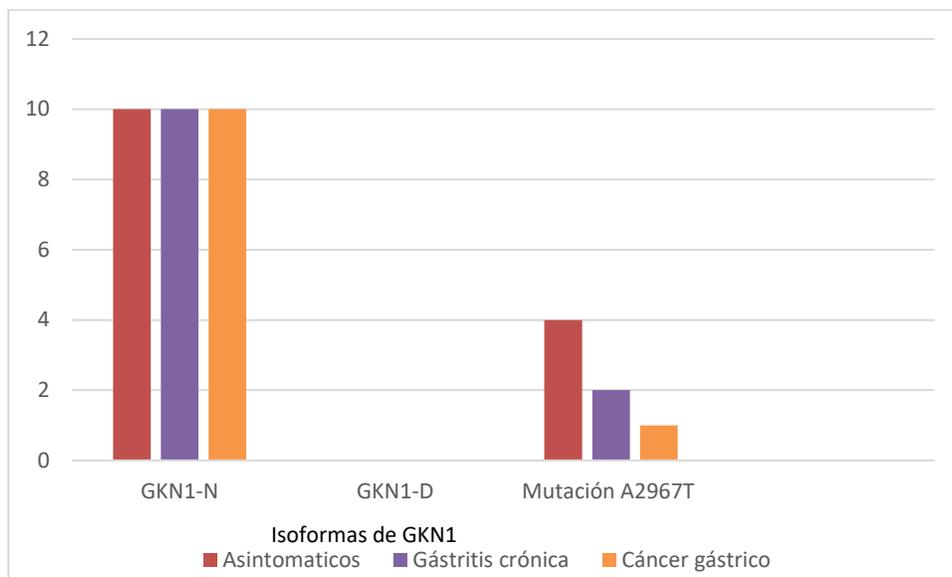


Figura 3. Isoformas y mutaciones de GKN1. Se muestra la frecuencia de la isoforma GKN1-N y GKN1-D en las muestras analizadas, así como la frecuencia de la mutación en la posición 2,967 de GKN.

4. CONCLUSIÓN

La isoforma GKN1-N fue la más frecuentemente encontrada en pacientes con gastritis crónica, cáncer gástrico y personas asintomáticas. Se identificó una mutación en la posición 2967 (A→T), la cual no involucra un cambio aminoacídico. Sin embargo, es posible que esta mutación provoque cambios en la proteína, debido a esto es necesario realizar estudios que analicen el efecto de esta mutación sobre la función de GKN1.

AGRADECIMIENTOS

La investigación se realizó con financiamiento otorgado por el CONACyT Convocatoria Ciencia Básica CB-2015-01 y por la Secretaría de Educación Pública, a través del programa para el Apoyo a la incorporación de nuevos/as profesores/as de tiempo completo, convocatoria 2017.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Altieri, F., Di Stadio, C. S., Federico, A., Miselli, G., De Palma, M., Rippa, E. and Arcari, P., “Epigenetic alterations of gastrokine 1 gene expression in gastric cancer”, *Oncotarget*. 8, 16899-16911 (2017).
- [2] Hedlund, J., Johansson, J. and Persson, B. “BRICHOS - a superfamily of multidomain proteins with diverse functions”, *BMC Res Notes*. 2, 180 (2009).
- [3] Menheniott, T. R., Kurklu, B. and Giraud, A. S., “Gastrokines: stomach-specific proteins with putative homeostatic and tumor suppressor roles”, *Am J Physiol Gastrointest Liver Physiol*. 304, G109-21 (2013).
- [4] Menheniott, T. R., Peterson, A. J., O'connor, L., Lee, K. S., Kalantzis, A., Kondova, I., Bontrop, R. E., Bell, K. M. and Giraud, A. S., “A novel gastrokine, Gkn3, marks gastric atrophy and shows evidence of adaptive gene loss in humans”, *Gastroenterology*. 138, 1823-35 (2010).
- [5] Nardone, G., Rippa, E., Martin, G., Rocco, A., Siciliano, R. A., Fiengo, A., Cacace, G., Malorni, A., Budillon, G. and Arcari, P., “Gastrokine 1 expression in patients with and without *Helicobacter pylori* infection”, *Dig Liver Dis*. 39, 122-9 (2007).
- [6] Yoon, J. H., Choi, Y. J., Choi, W. S., Nam, S. W., Lee, J. Y. and Park, W. S., “Functional analysis of the NH₂-terminal hydrophobic region and BRICHOS domain of GKN1”, *Biochem Biophys Res Commun*. 440, 689-95 (2013).
- [7] Yoon, J. H., Kang, Y. H., Choi, Y. J., Park, I. S., Nam, S. W., Lee, J. Y., Lee, Y. S. and Park, W. S., “Gastrokine 1 functions as a tumor suppressor by inhibition of epithelial-mesenchymal transition in gastric cancers”, *J Cancer Res Clin Oncol*. 137, 1697-704 (2011).

FRECUENCIA DE LA MUTACIÓN E104T EN EL DOMINIO BRICHOS DE GKN1 EN PACIENTES CON GASTRITIS CRÓNICA Y CÁNCER GÁSTRICO

Iván Antonino Olguín^a, Mariana Organiz Oregón^a, Francisco Israel Torres Rojas^b, Julio Ortiz Ortiz^b, Berenice Illades Aguiar^b, Adolfo Román Román^c, Gloria Fernández Tilapa^a, Hilda Jiménez Wences^a, Dinorah Nashely Martínez Carrillo^a.

^a Laboratorio de Investigación Clínica,
ivan_antonino@hotmail.com, 1996mary@live.com.mx, gferti@hotmail.com,
hjimenez@uagro.mx

^b Laboratorio de Biomedicina Molecular,
trisrael@yahoo.com.mx, julioortiz771210@gmail.com, billades@uagro.mx,

^c Laboratorio de Investigación en Bacteriología,
arroman6046@gmail.com

Facultad de Ciencias Químico Biológicas-Universidad Autónoma de Guerrero.
 Chilpancingo, Guerrero.

*Autor de correspondencia. dinomtzcar@outlook.com

RESUMEN

Gastroquina 1 (GKN1), se expresa abundantemente en la mucosa gástrica sana, pero se encuentra disminuida o ausente en tejido de cáncer gástrico. GKN1, contiene un dominio BRICHOS, un segmento COOH-terminal y una región NH₂-terminal hidrofóbica. El dominio BRICHOS y la región NH₂-terminal hidrofóbica reducen significativamente la viabilidad celular, la proliferación y formación de colonias de células de adenocarcinoma gástrico, por lo que se sugiere que ambas regiones presentan actividad supresora de tumor. El presente estudio se enfocó en la búsqueda de la mutación E104T en el dominio BRICHOS de GKN1. Se encontró que dicha mutación no está presente en las muestras analizadas de población guerrerense, sin embargo, es necesario aumentar el tamaño de muestra para confirmar estos hallazgos.

Palabras claves: Gastroquina 1, Mutación, Dominio BRICHOS

ABSTRACT

Gastrokine 1(GKN1), it is expressed abundantly in the mucous gastric healthy, but it found diminished or absented in tissue of gastric cancer. GKN1, contains a BRICHOS domain, a COOH-terminal segment and a NH₂-terminal hydrophobic region significantly reduces the cellular viability, proliferation and formation of cell colonies the gastric adenocarcinoma, so it is suggested that both regions have tumor suppressor activity. The present study get focus on the mutation research E104T in the BRICHOS domain of GKN1. It founded which mutation is not present in the analyzed samples form guerrerense poblacion, nevertheless, it is necessary increase the size of the sample to confirm this findings.

Keywords: Gatrokine1, Mutation, BRICHOS domine.

1. INTRODUCCIÓN

El cáncer gástrico (CG) se forma en los tejidos que revisten el estómago, la mayoría comienza en las células de la capa interna del estómago (mucosa), que suele secretar moco [1]. El CG es un adenocarcinoma del estómago que representa un 95% de los tumores malignos en este órgano [2]. En el 2012 el GLOBOCAN reportó 952,000 casos nuevos de CG (6.8% del total), colocándose como el quinto cáncer de mayor incidencia en el mundo y se reportaron 723,000 muertes al año, siendo la tercera causa de muerte por cáncer en el mundo [3]. Se ha observado una disminución continua en la prevalencia de CG durante las últimas décadas [4]. En México la tasa de mortalidad se redujo de 7.5 en el año 2000 a 5.6 en el 2012 [5]. Los factores asociados al desarrollo de CG son la ingesta elevada de sal y nitrato, una dieta baja en vitaminas A y C, el consumo de grandes cantidades de alimentos ahumados o curados y el agua de mala calidad [6]. La exposición al caucho y carbón también aumenta el riesgo, además del consumo de cigarrillos, la infección por *Helicobacter pylori* (*H. pylori*), por virus de Epstein-Barr, exposición a radiación y cirugía gástrica previa por enfermedad de úlcera benigna [7].

Infeción por *Helicobacter pylori*

H. pylori es una bacteria Gram-negativa, patógena del tracto gastrointestinal y el principal agente etiológico de la gastritis crónica superficial y de úlcera péptica [8]. Esta bacteria coloniza exclusivamente los sitios gastrointestinales que cubren la mucosa gástrica [9,10] y provoca una respuesta inmune en el huésped, la infección se adquiere generalmente en la infancia y permanece presente durante toda la vida si no se trata con antibióticos [11]. *H. pylori* está altamente adaptado para colonizar el estómago humano, mientras que la mayoría de las otras bacterias no pueden colonizar persistentemente este nicho. Los principales factores que limitan la colonización bacteriana del estómago humano son: acidez, peristalsis, disponibilidad de nutrientes, respuesta inmune de hospedador y biota competitiva [12]. La infección por *H. pylori*, es uno de los principales factores de riesgo para el desarrollo de CG, se cree que la disminución de ciertas proteínas se asocia con este proceso canceroso, una de esas proteínas es GKN1.

Gastroquinas

Los miembros de la familia GKN; GKN1, GKN2 y GKN3, están localizados en el cromosoma 2p13.3 y dispuestos dentro de un intervalo genómico de 60 kb [13]. GKN1 es expresada principalmente en la mucosa gástrica, dicha expresión disminuye en el tejido gástrico infectado por *H. pylori* y no se ha encontrado en adenocarcinoma gástrico [14,15]. Los genes GKN codifican proteínas pequeñas de 181 a 184 aminoácidos, contienen un dominio BRICHOS, un segmento COOH terminal que muestra una divergencia considerable entre las distintas GKN y el péptido señal NH₂-terminal hidrofóbico, cuyo procesamiento genera una proteína madura de aproximadamente 160 aminoácidos con una masa molecular de aproximadamente 18 kDa [13,16]

Dominio BRICHOS

En 2002 Sánchez-Pulido *et al.*, describieron, mediante el uso de herramientas bioinformáticas, el dominio BRICHOS, que consta de aproximadamente 100 aminoácidos, se denominó BRICHOS por las primeras letras de las proteínas Bri2 relacionadas con demencia familiar, condromodulina, relacionada al condrosarcoma y la proteína prosurfactante C (proSP-C), relacionada con el síndrome de dificultad respiratoria (SDR), se ha sugerido que las proteínas con dominio BRICHOS participan en diferentes procesos tales como tráfico intracelular y como chaperonas [17]. Hedlund *et al.*, (2009) encontraron que el dominio BRICHOS está presente en más de 300 proteínas, divididas en 12 familias distantes, asociadas principalmente con demencia, síndrome de dificultad respiratoria y cáncer [16]. La familia de GKNs poseen un dominio BRICHOS y dos de ellas han sido asociadas con cáncer gástrico [18]. Se ha descrito que el dominio BRICHOS mantiene una estructura conservada en mayor grado en la región NH₂-terminal, en comparación con la COOH-terminal, por lo que pocas variaciones suelen estar presentes en dicha región [16]. Existen reportes de mutaciones en diferentes genes de proteínas que poseen dominio BRICHOS, por ejemplo, las mutaciones en los genes Bri2 y proSP-C dan lugar a demencia familiar e enfermedad pulmonar intersticial (ILD), respectivamente [19,13]. En células de cáncer de mama se describió una mutación, que implica el cambio de ácido glutámico (E) por treonina (T), en la posición 104 de GKN1 (E104T) [20]. Es probable que esta mutación esté relacionada con la pérdida de la expresión de GKN1 en cáncer gástrico, sin embargo, aún no existen estudios que documenten la presencia de la mutación E104T en pacientes con gastritis crónica y cáncer gástrico. El objetivo del presente trabajo fue analizar la frecuencia de la mutación E104T en el dominio BRICHOS de GKN1 en pacientes con gastritis crónica, cáncer gástrico y personas asintomáticas.

2. PARTE EXPERIMENTAL

Selección de muestras: Se seleccionaron muestras de DNA del Biobanco de DNA del Laboratorio de Investigación Clínica de la Facultad de Ciencias Químico Biológicas, de la Universidad Autónoma de Guerrero, provenientes de pacientes originarios del estado de Guerrero con diagnóstico endoscópico e histopatológico de gastritis crónica, cáncer gástrico y personas asintomáticas.

Identificación de la mutación E104T en el dominio BRICHOS de GKN1: Se diseñó un juego de iniciadores para amplificar por PCR un fragmento de DNA del exón 4 del gen de *GKN1* en donde se ha reportado que se encuentra la mutación E104T. Los productos de PCR, fueron sometidos a electroforesis en geles de agarosa a 1.5% los cuales fueron teñidos con bromuro de etidio y visualizado con luz UV en un transiluminador (BIO-RAD) (Figura 1). Los productos de PCR fueron marcados utilizando el Kit Big Dye terminator 3.1 (Applied Biosystems Warrington, UK) de acuerdo a las indicaciones del fabricante. La purificación de los productos marcados se realizó con el método manual de purificación con Isopropanol al 75%, para posteriormente ser secuenciados en un secuenciador ABI PRISM 310 GENETIC ANALYZER (Applied Biosystems, California, EE.UU.). Todas las secuenciadas obtenidas fueron analizadas en el software Finch TV, en el cual se obtuvieron electrofelogramas que muestra los nucleótidos por colores. Posteriormente las secuencias fueron alineadas en el

software online LALIGN (https://embnet.vital-it.ch/software/LALIGN_form.html), con la secuencia de referencia del gen *GKNI* (NC_000002.12:68974573-68980980 Homo sapiens chromosome 2, GRCh38.p7) donde es posible identificar si existe la presencia de la mutación E104T (codón GAA) o algún cambio puntual en la secuencia nucleotídica del exón 4.

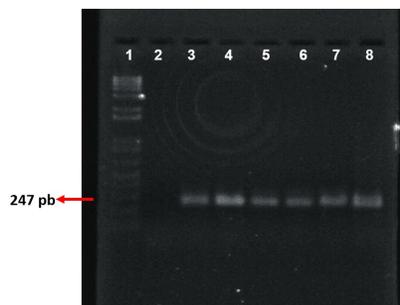


Figura 1. Amplificación de muestras clínicas, mediante PCR punto final. Se muestra la electroforesis de la PCR de muestras clínicas. Carril 1 MPM 1Kb plus; Carril 2, control negativo; Carril 3 y 4, muestras de pacientes con cáncer gástrico; Carril 5 y 6, muestras de pacientes con gastritis crónica; carril 7 y 8, muestras de personas asintomáticas. Una banda de 247 pb correspondiente a la secuencia amplificada de *GKNI*

3. RESULTADOS

De los pacientes incluidos en el estudio, el 52% (13/25) fueron hombres y el 48% (12/25) mujeres, con un rango de edad de 16 a 89 años. La frecuencia general de *H. pylori* fue del 44% (11/25); 37.5 % (3/8) en pacientes con gastritis crónica, 33.3% (3/9) en cáncer gástrico y 62.5% (5/8) en personas asintomáticas (Tabla 1).

Tabla 1. Características generales e infección por *H. pylori* en personas asintomáticas y pacientes con gastritis crónicas y cáncer gástrico

Características	Asintomático n=8	Gastritis Crónica n=8	Cáncer Gástrico n=9	Total n=25
Edad				
20 a 39 años	4 (50%)	0	3 (33%)	7 (28%)
40 a 59 años	4 (50%)	2 (25%)	1 (11%)	7 (28%)
> de 60 años	0	6 (75%)	5 (56%)	11 (44%)
Género n (%)				
Femenino	2 (25%)	3 (37%)	5 (80%)	10 (40%)
Masculino	6 (75%)	5 (63%)	4 (20%)	15 (60%)
Hábito de fumar n (%)				
No	4 (50%)	5 (63%)	5 (80%)	14 (56%)
Si o fumaba	4 (50%)	3 (37%)	4 (20%)	11 (44%)
Consumo de alcohol n (%)				
No	1 (12%)	2 (25%)	5 (80%)	8 (32%)
Si o consumía	7 (88%)	6 (75%)	4 (20%)	17 (68%)
Antecedentes familiares con sintomatología gástrica similar (%)				
No	4 (50%)	7 (88%)	5 (80%)	16 (36%)
Si	4 (50%)	1 (12%)	4 (20%)	9 (64%)
Infección por <i>H. pylori</i> (%)				
Negativo	3 (38%)	5 (63%)	6 (67%)	14 (56%)
Positivo	5 (62%)	3 (37%)	3 (33%)	11 (44%)

El análisis de las secuencias mostró que no existen mutaciones.

De las 25 muestras incluidas en este estudio, ninguna presentó la mutación E104T (Tabla 2). Adicionalmente, se analizó la secuencia completa del exón 4 de *GKN1* en donde tampoco no se encontró ninguna mutación (Figura 2).

Tabla 2 Frecuencia de la mutación E104T en personas asintomáticas y pacientes con gastritis crónica y cáncer gástrico

Mutación E104T	Asintomático N=8	Gastritis Crónica n=8	Cáncer Gástrico n=9	Total n=25
E104	100%	100%	100%	100%
T104	0	0	0	0

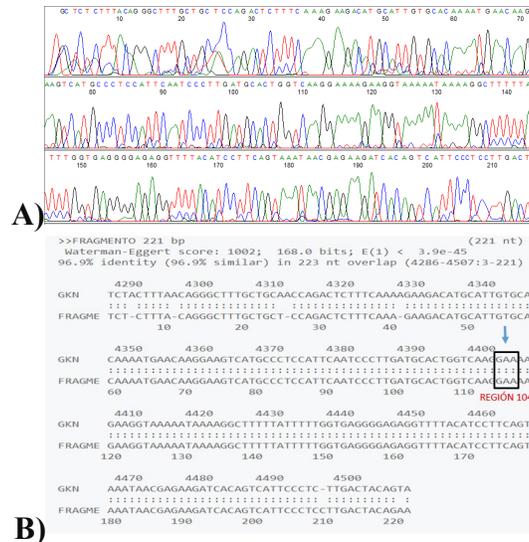


Figura 2. Análisis de secuencia del exón 4 de *GKN1*. A. Se muestra el electroferograma de una muestra con diagnóstico de gastritis crónica, en la cual no se observan mutaciones. Los nucleótidos se identifican por colores; rojo para Timina, Azul para Citosina, negro para Guanina y verde para Adenina. B. Alineamiento de la secuencia obtenida con la secuencia de *GKN1*, utilizando el software online LALIGN, para identificar las variaciones nucleotídicas. Se identifica la región 104 del exón 4 y se ubica el codón GAA del aminoácido E (ácido glutámico). Se observa que no existe la mutación E104T (cambio de un ácido glutámico por una treonina)

4. CONCLUSIÓN

En pacientes con gastritis crónica, cáncer gástrico y en personas asintomáticos originarios del estado de Guerrero, no se encontró la mutación E104T en el dominio BRICHOS de *GKN1*.

AGRADECIMIENTOS

La investigación se realizó con financiamiento otorgado por el CONACyT, convocatoria Ciencia Básica CB-2015-01 y por la Secretaría de Educación Pública, a través del programa para el Apoyo a la incorporación del nuevos/as profesores/as de tiempo completo, convocatoria 2017.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Nagini, S., Carcinoma of the stomach: A review of epidemiology, pathogenesis, molecular genetics and chemoprevention. World J. Gastrointest. Oncol. 4, 156–169 (2012).

- [2] Corona-Bautista, A. and Arana-Reyes, J. C., Cáncer gástrico. *Rev Fac Med UNAM* 47, 204–209 (2004).
- [3] Ferlay, J., Soerjomataram, I., Dikshit, R., Eser, S., Mathers, C., Rebelo, M., et al, Cancer incidence and mortality worldwide: Sources, methods and major patterns in GLOBOCAN 2012. *Int. J. Cancer* 136, E359–E386 (2015).
- [4] Waldum, H. L., Sagatun, L. and Mjønes, P., Gastrin and Gastric Cancer. *Front. Endocrinol.* 8, 1–7 (2017).
- [5] Sánchez-Barriga, J. J., Tendencias de mortalidad y años potenciales de vida perdidos por cáncer gástrico en México, 2000-2012. *Rev. Gastroenterol. México* 81, 65–73 (2016).
- [6] Liu, C. and Russell, R. M., Nutrition and gastric cancer risk: an update. *Nutr. Rev.* 66, 237–249 (2008).
- [7] Guggenheim, D. E. and Shah, M. A., Gastric cancer epidemiology and risk factors. *J. Surg. Oncol.* 107, 230–236. Arenillas P., S., Godoy F., A., Einisman F., H., García P., D., Harris D., P., 2002. Regulación de la respuesta inmune frente a la infección por *Helicobacter pylori*. *Rev. Chil. Pediatría* 73, 108–115 (2013).
- [8] Arenillas, P. S., Godoy, F. A., Einisman, F. H., García, P. D. and Harris D. P., Regulación de la respuesta inmune frente a la infección por *Helicobacter pylori*. *Rev. Chil. Pediatría* 73, 108–115 (2002).
- [9] Talley, N. J., Cameron, A. J., Shorter, R. G., Zinsmeister, A. R. and Phillips, S. F., *Campylobacter pylori* and Barrett's esophagus. *Mayo Clin. Proc.* 63, 1176–1180 (1988).
- [10] Ackerman, Z., Peston, D. and Cohen, P., Role of *Helicobacter pylori* infection in complications from Meckel's diverticulum. *Dig. Dis. Sci.* 48, 1068–1072 (2003).
- [11] Kusters, J. G., van Vliet, A. H. M. and Kuipers, E. J., Pathogenesis of *Helicobacter pylori* Infection. *Clin. Microbiol. Rev.* 19, 449–490 (2006).
- [12] Cover, T. L. and Blaser, M. J., *Helicobacter pylori* in health and disease. *Gastroenterology* 136, 1863–1873 (2009).
- [13] Menheniott, T. R., Kurklu, B. and Giraud, A. S., Gastrokines: stomach-specific proteins with putative homeostatic and tumor suppressor roles. *AJP Gastrointest. Liver Physiol.* 304, G109–G121 (2013).
- [14] Shiozaki, K., Nakamori, S., Tsujie, M., Okami, J., Yamamoto, H., Nagano, H., Dono, K., Umeshita, K., Sakon, M., Furukawa, H., Hiratsuka, M., Kasugai, T., Ishiguro, S., and Monden, M., Human stomach-specific gene, CA11, is down-regulated in gastric cancer. *Int. J. Oncol.* 19, 701–707 (2001).
- [15] Martin, T. E., Powell, C. T., Wang, Z., Bhattacharyya, S., Walsh-Reitz, M. M., Agarwal, K., et al, A novel mitogenic protein that is highly expressed in cells of the gastric antrum mucosa. *Am. J. Physiol. - Gastrointest. Liver Physiol.* 285, G332–G343 (2003).
- [16] Hedlund, J., Johansson, J. and Persson, B., BRICHOS - a superfamily of multidomain proteins with diverse functions. *BMC Res. Notes* 2, 180 (2009).

- [17] Sánchez-Pulido, L., Devos, D. and Valencia, A., BRICHOS: a conserved domain in proteins associated with dementia, respiratory distress and cancer. *Trends Biochem. Sci.* 27, 329–332 (2002).
- [18] Oien, K. A., McGregor, F., Butler, S., Ferrier, R. K., Downie, I., Bryce, S., et al, Gastrokine 1 is abundantly and specifically expressed in superficial gastric epithelium, down-regulated in gastric carcinoma, and shows high evolutionary conservation. *J. Pathol.* 203, 789–797 (2004).
- [19] Willander, H., Hermansson, E., Johansson, J. and Presto, J., BRICHOS domain associated with lung fibrosis, dementia and cancer - a chaperone that prevents amyloid fibril formation?: BRICHOS - a novel chaperone domain. *FEBS J.* 278, 3893–3904 (2011).
- [20] Sjöblom, T., Jones, S., Wood, L. D., Parsons, D. W., Lin, J., Barber, T. D., et al, The consensus coding sequences of human breast and colorectal cancers. *science* 314, 268–274 (2006).

EVALUACIÓN DE LA INTELIGIBILIDAD DEL HABLA EN UN ESCENARIO DE TELECONSULTA

Ana Laura Padilla Ortiz^a, Gabriel Alejandro Galaviz Mosqueda^a, Ricardo Téllez Limón^a, Rubén López Villegas^b, Víctor M. Coello Cárdenas^b, Salvador Villarreal^c

^aCONACyT - Centro de Investigación Científica y de Estudios Superiores de Ensenada, B.C, Unidad Monterrey, Nuevo León. apadilla@cicese.mx, agalaviz@cicese.mx, rtellez@cicese.mx

^bCentro de Investigación Científica y de Estudios Superiores de Ensenada, B.C, Unidad Monterrey, Nuevo León, rlopez@cicese.mx, vcoello@cicese.mx

^cCentro de Investigación Científica y Educación Superior de Ensenada Baja California, svillar@cicese.mx

RESUMEN

La teleconsulta es una solución con gran potencial para la prestación de servicios de salud en comunidades actualmente desatendidas por encontrarse en áreas remotas o rurales, ya que comunica a médicos y pacientes con distinta ubicación geográfica al sortear con éxito las barreras de distancia y tiempo. Para que la implementación de un servicio de teleconsulta sea efectivo, debe contar con los siguientes elementos: personal sanitario, personal de soporte tecnológico, una red de telecomunicaciones suficientemente estable para la transmisión de datos, centros consultantes y unidades móviles o remotas. Partiendo del escenario común de una teleconsulta, donde el médico y el paciente entablan comunicación de forma remota, se debe asegurar que las condiciones acústicas de los centros consultantes y de las unidades móviles sean óptimas, para que la señal de voz del médico sea completamente inteligible para el paciente y viceversa. En este trabajo se presenta un estudio sobre la evaluación de la inteligibilidad del habla durante una teleconsulta. Para ello se utiliza un material de voz emitido desde la posición de un médico y es evaluado por un paciente, considerando condiciones acústicas adversas de ruido y reverberación. Estos resultados contribuyen a la mejora continua del sistema de teleconsulta a-Prevenir desarrollado en el Centro de Investigación Científica y Educación Superior de Ensenada Baja California (CICESE).

Palabras clave: Inteligibilidad, Teleconsulta, Ruido

ABSTRACT

The goal of teleconsultation service is to improve health care in rural areas; teleconsultation service requires health personnel, technology support personnel, telecommunications network with stable data transmission, consulting centers, and mobile units. To assess speech intelligibility in a teleconsultation scenario is essential to ensure effective doctor-patient communication. In this work, we assess speech intelligibility in a teleconsultation system developed in CICESE (Centro de Investigación Científica y Educación Superior de Ensenada Baja California). The results contribute to improve the teleconsultation system.

Keywords: intelligibility, teleconsultation, noise

1. INTRODUCCION

Inicialmente el principal objetivo del desarrollo de la telemedicina era acercar servicios sanitarios a la población ubicada en lugares remotos con escasez de recursos sanitarios para mejorar el acceso a los mismos. Posteriormente, se transformó como un medio para mejorar la calidad asistencial al permitir la formación y el apoyo a la toma de decisiones de profesionales sanitarios ubicados en zonas alejadas. Actualmente, se está planteando como una herramienta para la mejora de la eficiencia en los servicios sanitarios, ya que permite compartir y coordinar recursos geográficamente alejados o rediseñar servicios sanitarios para optimizar recursos [1]. Los principales servicios de telemedicina son [2]: 1) servicios de asistencia remota (teleconsultas de seguimiento o tratamiento y telemonitoreo de pacientes), 2) servicios de gestión administrativa de pacientes, 3) formación a distancia para profesionales, 4) evaluación e investigación colaborativa en red. La teleconsulta se refiere a la asesoría de personal médico que se realiza con el uso de herramientas tecnológicas y de telecomunicaciones, puede ser realizada entre personal médico y pacientes o entre el personal médico (de ambos lados). Corresponde al servicio de la telemedicina que más se utiliza actualmente.

1.1. Enfermedades crónico-degenerativas

Las enfermedades crónico-degenerativas son aquéllas que van degradando física y/o mentalmente a quienes las padecen, provocan un desequilibrio que afecta a los órganos y a los tejidos. Estas enfermedades pueden ser congénitas o hereditarias. Por lo tanto, suelen manifestarse en edades avanzadas, aunque también pueden afectar a personas de entre 20 y 40 años, dependiendo la enfermedad.

Algunos factores de riesgo son: obesidad y sobrepeso, malos hábitos para la salud, factores hereditarios, entre otros. Entre las enfermedades crónico-degenerativas es posible encontrar: diabetes, hipertensión, enfermedades coronarias y obesidad. Este sistema permite a un paciente auto monitorear su salud

Particularmente en México, las enfermedades crónico-degenerativas son la principal causa de mortalidad, ubicadas en el siguiente orden: 1) diabetes mellitus, 2) enfermedades isquémicas del corazón, 3) enfermedades cerebrovasculares, 4) enfermedades crónicas del hígado. Todos estos padecimientos tienen un alto costo en los sistemas de salud [3].

1.2 Inteligibilidad del habla

La inteligibilidad del habla es un término que se utiliza para describir si el discurso de un orador es comprensible para el receptor. Partiendo del esquema básico de un sistema de comunicación, en el que la información fluye desde un orador y llega a un receptor a través de un canal de comunicación acústico, la inteligibilidad puede disminuir por causas localizadas en cualquiera de los tres elementos básicos [4].

Cuando la disminución de la inteligibilidad se localiza en el canal de comunicación, el cual puede ser 1) un recinto o 2) un sistema de transmisión de voz, los factores que la afecta son: ruido de fondo y reverberación en el caso del primero; mientras que, en el caso del sistema, se debe principalmente a la pérdida de información.

Las pruebas subjetivas de inteligibilidad son herramientas útiles para evaluar la calidad acústica de un canal de transmisión destinado a la transmisión de voz.

En general, una prueba subjetiva de inteligibilidad, consiste en que un sujeto escucha un material de voz, y escribe en una destinada para este propósito, o bien repite de forma oral, el estímulo de voz que acaba de escuchar. El porcentaje de aciertos de las palabras reportadas por el sujeto respecto al total de palabras emitidas es un número que caracteriza la inteligibilidad del canal de transmisión bajo prueba.

2. PLATAFORMA A-PREVENIR©

La plataforma a-Prevenir© [5] permite ofrecer servicios de medicina preventiva en comunidades rurales o zonas urbanas con difícil acceso a los servicios de salud. Además, puede ayudar a la detección temprana de factores de riesgo de enfermedades crónico-degenerativas. Esto a través de mejorar el acceso de los usuarios a los valores comúnmente utilizados para la detección de este tipo de enfermedades, tales como, perímetro abdominal e índice de masa corporal. De esta manera, a-Prevenir© es una herramienta con el potencial de mejorar la cobertura y capacidad de sistemas de salud públicos y privados.

Esta plataforma nace de la alarmante tasa de crecimiento en las enfermedades crónico-degenerativas, la Figura 1 muestra la plataforma a-Prevenir, así como la pantalla que ve el paciente durante una teleconsulta.



Figura 1: a) Plataforma tecnológica a Prevenir©, b) Pantalla vista por el usuario de una teleconsulta de la plataforma a-Prevenir©.

3. METODOLOGÍA

3.1 Estímulos de voz

Para seleccionar los estímulos de voz empleados en las pruebas de inteligibilidad se realizó una búsqueda en la literatura especializada sobre corpus en español para uso audiológico. De

esta búsqueda el material seleccionado fue el desarrollado por Aubanel V. et al (2014) [6]. Este corpus es una traducción al español de un material existente en inglés (Harvard Corpus) [7], contiene frases cotidianas que no solo fueron traducidas sino adaptadas al español, el material final se denominó: *Sharvard Corpus* [6].

El Sharvard Corpus es un material de voz que cuenta con 700 frases fonéticamente balanceadas, este material está disponible en línea, además cuenta también con grabaciones realizadas por dos oradores: hombre y mujer. Una de las características de este material es que está fonéticamente balanceado, es decir, se encuentran todos los fonemas del idioma español.

3.2 Señales de ruido

Las señales de ruido emitidas durante la teleconsulta fueron de naturaleza distinta: voces hablando simultáneamente, ruido de vehículos y ruido de maquinaria. Los ruidos utilizados son grabaciones reales tomadas de la norma [8], los cuales se encuentran disponibles en Internet¹. El nivel de ruido fue de 60 dB y fue medido previo a la prueba de inteligibilidad.

3.3 Participantes

Participaron 13 voluntarios (4 mujeres y 9 hombres), todos reportaron una audición normal. La edad de los participantes oscila entre los 26 y 46 años, con una edad promedio de 34.6 años. Los sujetos no estaban familiarizados con las frases de la prueba. Para todos los escuchas el idioma castellano es su lengua materna. Ninguno de los sujetos tenía experiencia en pruebas psicoacústicas.

3.3 Pruebas de inteligibilidad

Previo a la prueba, los participantes respondieron un test de audición mediante el cual se pudo examinar si tenían pérdida auditiva. Solo se consideraron personas sanas auditivamente.

Las pruebas se realizaron en un kiosco de teleconsulta enfocada a enfermedades crónico-degenerativas, se utilizó la plataforma a-Prevenir® desarrollada en el CICESE. El orador, ubicado en la posición del médico (físicamente en CICESE Ensenada, Baja California), emitió una lista de frases [4]. El oyente, ubicado en la posición del paciente (físicamente en CICESE – Unidad Monterrey), repitió las frases emitidas por el orador, las cuales fueron grabadas para su posterior análisis.

Durante las pruebas se utilizaron los siguientes ruidos como disturbios acústicos: conversaciones simultáneas, ruido de tránsito vehicular, ruido de maquinaria [5]. Estas señales se reprodujeron a través de un altavoz ubicado detrás del paciente a un nivel aproximado de 60 dB.

¹ Disponible en: <http://docbox.etsi.org/stq/Open/TS%20103%20224%20Background%20Noise%20Database/> (última fecha de consulta: 01 Junio 2018).

4. RESULTADOS

En la siguiente gráfica se muestran los resultados obtenidos:

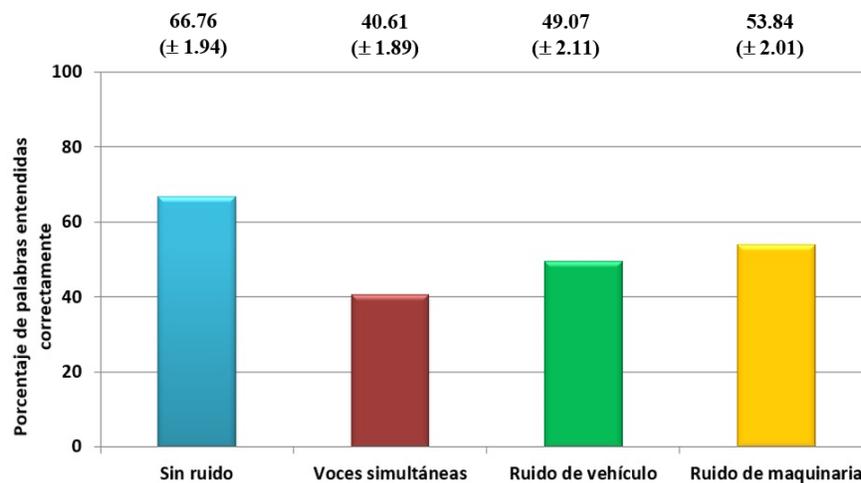


Figura 2: Porcentaje de palabras entendidas correctamente durante una teleconsulta utilizando un kiosco de teleconsulta considerando condiciones acústicas adversas. La desviación estándar se muestra entre paréntesis.

5. CONCLUSIONES Y PROPUESTAS

- La inteligibilidad del habla resulta más afectada por señales de ruido con mayor contenido en bajas frecuencias (ruido de vehículo), que por aquellas con un contenido mayor en altas frecuencias (ruido de maquinaria).
- La inteligibilidad del habla se ve más afectada cuando están presentes conversaciones simultáneas durante una teleconsulta.
- El ambiente acústico tiene una influencia significativa en la inteligibilidad del habla durante una teleconsulta. Sin embargo, aún sin disturbio acústico, la inteligibilidad no resulta óptima. Por lo tanto, cuando se despliega un kiosco para teleconsulta en un área abierta, se debe considerar en el diseño del sistema de audio aspectos como el tipo de micrófonos, altavoces y su ubicación en el kiosco.

De estas conclusiones se hacen las siguientes propuestas para mejorar la inteligibilidad y la experiencia en el uso de un kiosco para teleconsulta:

- El ambiente acústico tiene una influencia significativa en la inteligibilidad del habla durante una teleconsulta. Sin embargo, aún sin disturbio acústico, la inteligibilidad no resulta óptima. Por lo tanto, cuando se despliega un kiosco para teleconsulta en un área abierta, se debe considerar en el diseño del sistema de audio aspectos como el tipo de micrófonos, altavoces y su ubicación en el kiosco.
- Tanto los altavoces como los micrófonos deben tener una respuesta en frecuencia plana, para que no exista coloración en ninguna frecuencia particular.

- Cuidar la colocación del altavoz con la finalidad de evitar el contacto directo de éste con la estructura metálica del sistema, para evitar que las vibraciones interfieran con la señal de voz y se generen resonancias al interior de la cavidad que las contiene.

6. REFERENCIAS

- [1] Organización Mundial de la Salud. Marco de implementación de un Servicio de Telemedicina. Disponible en: <http://www.salud.gob.ar/telesalud/sites/default/files/marco-servicio-telemedicina.pdf>. Consultado el 5/junio/2018.
- [2] Hersh W. R., Hickam, D. H., Severance, S. M., Dana, T. L., Krages, K. P., Helfand, M. (2006). Telemedicine for the medicare population: update. *Evid Rep Technol Assess (Full Rep)*, 131, 1-41.
- [3] World Health Organization. Disponible en: http://www.who.int/chp/chronic_disease_report/part1/en/. Consultado el 5/junio/2018.
- [4] Isbert, A. C. (1998). Diseño acústico de espacios arquitectónicos. Ed. Alfaomega.
- [5] Plataforma tecnológica a Prevenir©. Disponible en: <https://www.youtube.com/watch?v=my5IdWTgkZk>. Consultado el 5/junio/2018.
- [6] Aubanel, V., Garcia Lecumberri, M. L., Cooke, M. The Sharvard corpus: A phonemically-balanced Spanish sentence resource for audiology. *International Journal of Audiology*, Vol. 53, No. 9, pp. 633 – 638, 2014.
- [7] 297-1969 - IEEE Recommended Practice for Speech Quality.
- [8] ETSI TS 103 224 V1.1.1 (2014-08). Speech and multimedia Transmission Quality (STQ); A sound field reproduction method for terminal testing including a background noise database.

DESARROLLO DE MANTA DE FOTOTERAPIA COMO APOYO AL TRATAMIENTO DE ICTERICIA NEONATAL

Bryan A. Rodríguez^a, Juana L. González^b

Universidad Politécnica del Bicentenario, Silao de la Victoria. Guanajuato.

^a16030090@upbicentenario.edu.mx, ^bjgonzalezc@upbicentenario.edu.mx

RESUMEN

La ictericia, ocurre aproximadamente en el 60% de los recién nacidos al término de la primera semana postnatal¹, es el resultado del depósito de la bilirrubina en la piel y membranas mucosas, dando una coloración amarillenta. En los servicios de salud el tratamiento por fototerapia se realiza en los neonatos por medio de lámparas que se encuentran ubicadas en el área de Cuidados Intensivos Neonatales, por lo que los padres deben trasladar al neonato a la unidad para recibir la terapia. Por consecuencia se presenta una problemática debido a que la estancia hospitalaria se incrementa además de que el proceso de lactancia interrumpe la terapia. Por tal motivo es importante diseñar un prototipo de manta de para apoyo al tratamiento de ictericia neonatal, que tiene la ventaja de poderse usar en casa, ser portátil, siendo así de fácil manipulación.

Palabras clave: ictericia, recién nacido, fototerapia

ABSTRAC

Jaundice, occurring in approximately 60% of newborns at the end of the first week postnatal, is the result of the deposit of bilirubin in the skin and mucous membranes, giving a yellowish coloration. In the health services, the treatment by phototherapy is carried out in the neonates by means of lamps that are located in the area of Neonatal Intensive Care, so the parents must transfer the neonate to the unit to receive the therapy. Consequently, there is a problem because the hospital stay is increased in addition to the interruption of the breastfeeding process. For this reason it is important to design a blanket prototype to support the treatment of neonatal jaundice, which has the advantage of being able to be used at home, to be portable, being this easy to handle.

Keywords: jaundice, newborn, phototherapy

1. INTRODUCCIÓN

Los neonatos padecen en los primeros días de vida de una condición llamada ictericia, la cual se caracteriza por la coloración amarillenta de la piel. El tratamiento que se utiliza en la actualidad en los centros hospitalarios públicos y privados, para la disminución de la ictericia, es la fototerapia (terapia con luz). El proceso implica que los neonatos deben permanecer con los ojos vendados para evitar que se lastimen con la

luz. Por otra parte, el proceso de lactancia se ve interrumpido debido a que el neonato debe permanecer en la cuna recibiendo la terapia. Es por esta razón que se propone el desarrollo de una manta inteligente que además de que brinde la fototerapia, también tenga la ventaja de monitorizar, signos vitales de mayor importancia en el neonato, sea cómoda para el neonato y accesible para los usuarios.

2. TEORÍA

La ictericia o hiperbilirrubinemia, ocurre aproximadamente en el 60% de los recién nacidos al término de la primera semana postnatal¹, es el resultado del depósito de la bilirrubina en la piel y membranas mucosas, dando una coloración amarillenta, debido a que el hígado en el recién nacido no está completamente maduro por lo que no es capaz de sintetizar totalmente la bilirrubina no conjugada, la cual pasa a la sangre provocando esta patología. De no ser tratada la ictericia en recién nacidos, puede afectar al sistema nervioso y, con ello, al desarrollo mental y auditivo².

Existen dos tipos de ictericia que pueden llegar a afectar al neonato en las primeras horas de vida:

Ictericia Fisiológica: La ictericia normal en los neonatos se conoce como “ictericia fisiológica”. Esto significa que se presenta como parte de un proceso fisiológico normal. La ictericia misma es debida a un exceso de bilirrubina que temporalmente está siendo almacenado en la sangre y los tejidos del neonato (en la mayoría de los neonatos se asocia con bilirrubinemia de más de 5 mg/dL).

Ictericia Patológica: Ictericia desde el primer día. Esta situación es más comúnmente ocasionada por incompatibilidades de Rh o ABO grupo sanguíneo (ictericia hemolítica). Aunque la incompatibilidad del Rh es más rara, la incompatibilidad ABO, una condición más benigna, es muy común. Al verificar el tipo de sangre de la madre antes del nacimiento del neonato³.

El tratamiento que se utiliza en la actualidad en los centros hospitalarios públicos y privados es la fototerapia (terapia con luz). La fototerapia es una técnica empleada en la unidad de neonatología para disminuir los niveles de bilirrubina en el recién nacido. Las radiaciones luminosas dan lugar a la fotoisomerización de la bilirrubina concentrada en la piel⁴.

MECANISMO DE ACCIÓN DE LA FOTOTERAPIA

El éxito de la fototerapia depende de la fotoquímica de la bilirrubina en zonas expuestas a la luz. Estas reacciones alteran la estructura de la molécula bilirrubina y permitir que los fotoproductos se eliminen por los riñones o el hígado. El mecanismo y la acción básica de la fototerapia es el uso de energía luminosa en el tratamiento de hiperbilirrubinemia.

La bilirrubina absorbe luz azul en espectro de 400 a 500 nm. La luz emitida en esta gama penetra en la epidermis y alcanza el tejido subcutáneo, solo la bilirrubina que se

encuentra junto a la superficie de la piel (2mm), se vera afectada directamente por la luz. El efecto de la luz azul sobre la bilirrubina, es el favorecer su descomposición en componentes no toxicos hidrosolubles, que se eliminan rapidamente por el higado, para posteriormente ser excretados a través de la orina⁵.

LUZ AZUL

Diversos estudios han demostrado que la luz azul produce un descenso más rápido de la bilirrubina que la luz blanca, tiene 45% de su energía en el rango de longitud de onda entre 400 y 490 nm (lo cual es muy próximo a la irradiación emitida por lo rayos ultra violeta)⁵.

TIEMPO DE EXPOSICIÓN A LUZ

Para la fototerapia de baja intensidad, se requiere de un tiempo de 3 días en tratamiento continuo para neonatos prematuros o con inicios de ictericia. Cuando la ictericia va reduciendo se recomienda de 1 a 2 días de tratamiento para neonatos a término.

DOSIS DE IRRADACIÓN

La eficacia de la fototerapia depende directamente de la cantidad de energía liberada, cuanto mayor sea la dosis al neonato y mayor la superficie iluminada, más eficaz será la fototerapia. La radiación emitida es entre 400 a 500 nm. Aunque la dosis de irradiacion terapéutica ideal para la fototerapia no esta definida, diversos autores sugieren que la dosis de irradiación minima debe ser de 4 mW/nm⁵.

3. PARTE EXPERIMENTAL

En base a los requerimientos del tratamiento se planteó que la unidad de fototerapia debe ser una alternativa que evite la separación de la madre y el neonato, que pueda usarse con seguridad y comodidad, sea portable y que su costo sea accesible. Se propone el desarrollo de un prototipo de manta para fototerapia como apoyo al tratamiento de ictericia neonatal.

Se analizaron los materiales a utilizar, así como su costo.

Se creó un software (figura 1) de utilidad para la programación del tiempo de duración de la sesión y su apagado automático al término de dicho tiempo, además para la visualización del indicador de temperatura del neonato, así como para las alarmas correspondientes software en LabVIEW.

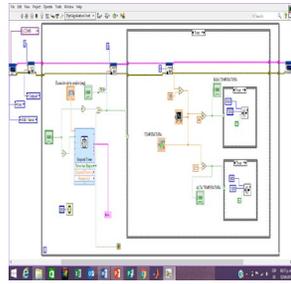


Figura 1. Software en LabVIEW para la programación del tiempo de duración de sesión.

Por último, se desarrolló el prototipo con las características estipuladas. Se obtuvo el prototipo de una manta para fototerapia con luz LED azul, en forma de saco con una medida de 30x45cm. La cual tiene distribuidas las tiras de LEDs tanto en la parte anterior como posterior por dentro de dicho saco

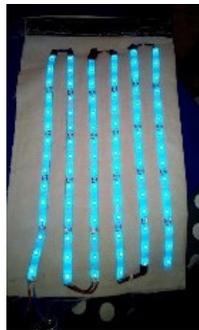


Figura 2. Prototipo de manta como apoyo al tratamiento de ictericia neonatal

4. CONCLUSIONES

La ictericia neonatal puede ser tratada de una forma eficaz para el neonato y sin interrumpir el periodo de lactancia del este. Los LEDs azules son de gran ayuda en esta terapia, ya que, el efecto de la luz azul sobre la bilirrubina, es el favorecer su descomposición en componentes no tóxicos hidrosolubles, que se eliminan rápidamente por el hígado, para posteriormente ser excretados a través de la orina.

Se logró diseñar y realizar un dispositivo que cuenta con todos los requerimientos necesarios, para ser un apoyo al tratamiento de ictericia neonatal.

5. REFERENCIAS

- [1]. P. Labrune, P. Trioche- Eberschweiler, V. Gajdos. (2010). *Diagnóstico de la ictericia neonatal*. Servicio de Pediatría, Centro de referencia de enfermedades hereditarias del metabolismo hepático, Hospital Antoine- Béclere, 157, rue de la Porte-de-Trivaux, BP 405, 92141 Clamart, France. DOI 10.1016/S1245-1789(10)57076-8.
- [2]. Mxicano, C.d. (s.f). *Detección oportuna, diagnóstico y tratamiento de la hiperbilirrubinemia en niños mayores de 35 semanas de gestación hasta las dos semanas de vida extrauterina*. Ciudad de México: IMSS-Z6Z-10.

- [3]. A.C., I. 82013). *Infogen A.C. 2013- Por la calidad de la salud*. Obtenido de Infogen A.C. 2013- Recuperado de <http://infogen.org.mx/ictericia-neonatal/#indice-4>.
- [4]. Miguelez, J. M. (2008). *Ictericia neonatal*. España: Asociación Española de Pediatría.
- [5]. LIC, E. P. (2018). *SLIDE SHARE*. Recuperado de SLIDE SHARE: <https://es.slideshare.net/AdrianPonceArena/fototerapia-neonatal>

ELECTROESTIMULACIÓN FUNCIONAL PARA MIEMBRO SUPERIOR VÍA UNA ÓRTESIS ACTIVA CON RETROALIMENTACIÓN ELECTROMIOGRÁFICA

Francisco Medina ^a, Kenny Perez ^a, David Cruz-Ortiz ^{a,b}, Isaac Chairez ^a

^a Unidad Profesional de Biotecnología, Instituto Politécnico Nacional,

fmedinai13@alumno.ipn.mx, kperez1302@alumno.ipn.mx, jchairezo@ipn.mx

^b Centro de Investigación y Estudios Avanzados del Instituto Politécnico Nacional, México, dcruz@ctrl.cinvestav.mx

RESUMEN

El presente trabajo describe la construcción y control de un prototipo de órtesis activa compuesta por cinco Grados de Libertad (GdL), aunada a un sistema de Electroestimulación Funcional (*FES* por sus siglas en inglés). El Sistema Ortésico (SO) brinda terapia funcional al Miembro Superior (MS) mediante movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción de las cinco principales articulaciones del MS. Las rutinas se logran mediante la implementación de un algoritmo de control Proporcional-Derivativo (PD) aunado al Algoritmo Super-Twisting (AST), empleado como un derivador robusto. El SO incorpora un sistema de retroalimentación electromiográfica que permite obtener información sobre el estado electrofisiológico de los músculos y usarla para ajustar los parámetros que regulan la movilización del SO, con base en el grado de recuperación del usuario.

Palabras clave: Órtesis Activa, Electroestimulación funcional, Proporcional-Derivativo

ABSTRAC

The present work describes the construction and control of an active orthosis prototype composed of five Degrees of Freedom (DoF), together with a Functional Electrostimulation System (FES). The Orthotic System (OS) provides functional therapy to the Upper Limb (UL) through flexion-extension and abduction-adduction movements of the five main joints of the UL. Routines are achieved through the implementation of a Proportional-Derivative (PD) control algorithm coupled with the Super-Twisting Algorithm (STA), used as a robust derivative. The OS incorporates an electromyographic feedback system that allows obtaining information about the electrophysiological status of the muscles and it used for adjusting the parameters that regulate OS mobilization, based on the degree of user recovery.

Keywords: Active orthosis, Functional eletrostimulation, Proportional-Derivative

1. INTRODUCCIÓN

La discapacidad del Miembro Superior (MS) puede ser provocada por distintas patologías como lesiones musculoesqueléticas, además de trastornos generalizados como osteoporosis,

o bien, por patologías de tipo neuromusculares. En estas patologías está comprometida la integridad de la inervación de la motoneurona en la fibra muscular [1]. La terapia ocupacional aunada al uso de órtesis y prótesis, así como electroestimulación (funcional o analgésica), son algunas de las técnicas utilizadas en el ámbito de la rehabilitación [2].

Las órtesis se definen por la organización internacional de estandarización como un dispositivo externo aplicado al cuerpo para modificar los aspectos funcionales o estructurales del sistema neuro-musculoesquelético [2]. Actualmente, las órtesis se clasifican en tres tipos: pasivas; que mantienen en reposo los segmentos del miembro, cuyo objetivo es meramente postural o inmovilizador, [3]; semi-dinámicas que limitan los rangos de movimiento del miembro o bloquean movimientos no deseados [4] y finalmente, activas que asisten determinados movimientos, facilitando el movimiento articular [3].

La electroestimulación, por otro lado, es una técnica que funge como tratamiento mediante la aplicación de impulsos farádicos para restablecer las condiciones fisiológicas que inducen una contracción tetánica, así como el flujo sanguíneo, con el fin de disminuir el dolor (analgésica), o bien, activar músculos que se encuentren paralizados, recuperando así la actividad motriz del mismo (funcional).

La rehabilitación tradicional implementa ambas técnicas; terapia ocupacional y Electroestimulación Funcional (EF) de forma separada pero la inclusión de la EF aunada a las órtesis activas ha permitido proporcionar una terapia integral en los miembros afectados, restableciendo la función motriz al activar los músculos de manera eléctrica y mecánica. Los dispositivos que implementan dicha combinación de técnicas se han denominado por algunos autores como *sistemas robóticos de rehabilitación* o *sistemas de rehabilitación híbridos* [5].

Una desventaja notable en los sistemas de rehabilitación híbridos es no contar con elementos que brinden información sobre el estado electrofisiológico del músculo [6]. Por tanto, dichos sistemas no permiten correlacionar la evolución del paciente con la terapia brindada; es decir, no es posible establecer una acción de control sobre los parámetros de la EF y los pares de torsión ejercidos en cada uno de los Grados de Libertad (GdL) del Sistema Ortésico (SO) [5].

2. METODOLOGÍA

La propuesta metodológica del presente trabajo se conforma de cinco etapas principales (Figura 1). Las primeras tres (Mecánica, Instrumentación y Control) describen el proceso de fabricación del SO. La cuarta etapa describe el diseño de electro-estimulador y la última etapa considera el diseño de la retroalimentación electromiográfica.

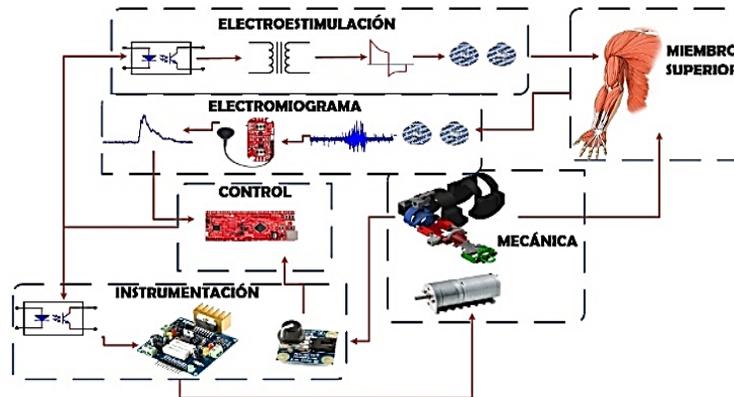


Figura 1: Metodología general del proyecto

2.1 ETAPA DE DISEÑO MECÁNICO

Esta etapa describe el diseño de cada una de las piezas que conforman al Sistema Ortésico Activo (SOA), así como la selección de actuadores que brindan movimiento a cada uno de los GdL que integran el dispositivo. La fabricación de las piezas se realizó mediante Impresión Tridimensional (I3D). El SOA se encuentra compuesto por cinco GdL que coinciden con las principales articulaciones del MS. Dichas articulaciones, ejecutan los movimientos acordes a las trayectorias diseñadas considerando los rangos angulares mostrados en la Tabla 1 [7]. El movimiento de cada GdL se logra mediante la implementación y control de los motorreductores metálicos seleccionados.

Tabla 1. Rangos angulares de las articulaciones del MS [7]

Articulación	Movimiento	Símbolo	Rango angular (grados)
Escapulo-humeral	Flexión-extensión	δ	60
	Abducción-aducción	ϵ	90
Codo	Flexión-extensión	γ	145
Radio-carpiana	Flexión-extensión	α	140
	Abducción-aducción	β	50

2.2 ETAPA DE CONTROL

Este segmento considera el diseño e implementación de un algoritmo de control Proporcional-Derivativo (PD), que regula los movimientos de cada GdL del SOA en función de las trayectorias de referencia. La implementación del algoritmo PD, requiere conocer la velocidad de cada articulación en el SOA. Por esta razón, se empleó el Algoritmo Super-Twisting (AST) como un diferenciador exacto y robusto. Dicho algoritmo sirve como sensor virtual permitiendo estimar la velocidad en cada articulación.

En diversos trabajos, se han empleado señales sigmoideas para generar trayectorias de referencia en SO [8]. Considerando esto, se generaron trayectorias sigmoideas que corresponden a los movimientos que debe realizar el SOA en cada terapia, teniendo en cuenta siempre los rangos angulares de cada articulación. Un esquema de la interacción de los algoritmos y las trayectorias sigmoideas se muestra en la Figura 2.

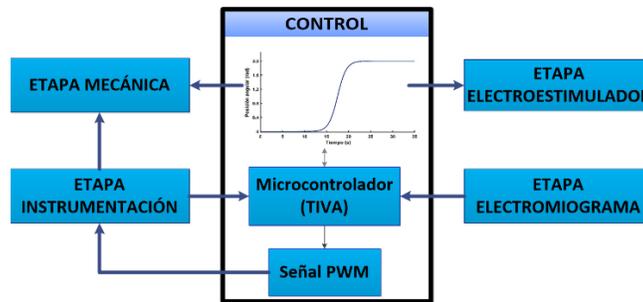


Figura 2: Diagrama general en la etapa de control

2.3 ETAPA DE INSTRUMENTACIÓN

La etapa de instrumentación (Figura 3) considera la implementación de tres subetapas electrónicas, además de un electroestimulador. La subetapa de potencia está integrada por puentes H modelo L298, encargados de ofrecer el voltaje y corriente de funcionamiento a cada uno de los actuadores del SOA. La subetapa de sensado, compuesta por sensores resistivos rotatorios, mediante los cuales se establece una relación entre el voltaje entregado y la posición angular de cada GdL. Finalmente, el aislamiento eléctrico, conformado por optoacopladores 6N137, que separan al microcontrolador usado en la etapa de control de la etapa de potencia.

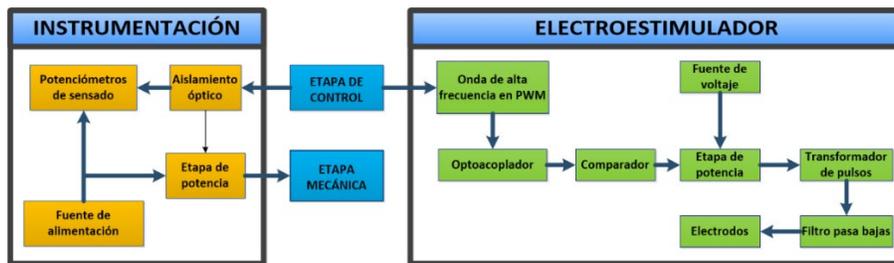


Figura 3: Diagrama esquemático en la etapa de instrumentación

2.4 ETAPA DE DESARROLLO DEL ELECTROMIOGRAFO

En esta sección, se desarrolló el dispositivo que brinda información cuantitativa del estado muscular; a través de un sensor integrado por un amplificador de instrumentación y una serie de filtros analógicos activos además de un circuito que permite obtener el valor medio absoluto de la señal (MAV). En este proyecto se emplea el sensor *Myoware*TM, el cual se caracteriza por ser una tarjeta portable y de ganancia ajustable.

2.5 ETAPA DE DESARROLLO DEL ELECTROESTIMULADOR

En esta sección se construyó el sistema de electroestimulación encargado de producir diversas formas de onda para producir la electroestimulación sobre el MS. Dicho sistema es capaz de regular amplitud y frecuencia de cada forma de onda generada según el estado electrofisiológico del músculo.

3. RESULTADOS

3.1 ESTRUCTURA MECÁNICA E INSTRUMENTACIÓN

EL SOA (Figura 4A) se conforma por los segmentos de: mano (verde), antebrazo (vino), brazo (rojo) y hombro (azul). Cuenta con un sistema de sujeción (negro) el cual permite colocarla sobre el paciente (Figura 4C). La Figura 4B esquematiza la colocación del sensor y actuador correspondientes al GdL α .

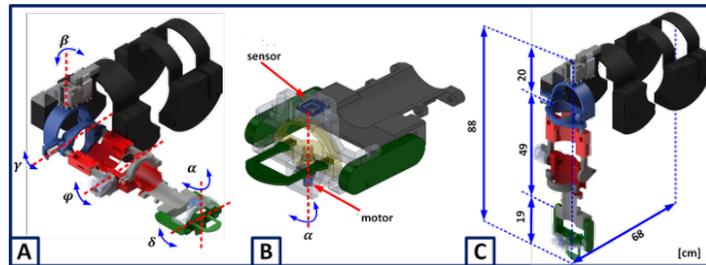


Figura 4: Diseño del SOA

La manufactura de cada una de las piezas que integran al SOA, se realizó mediante técnicas de I3D. El polímero ácido poliláctico se empleó para fabricar las piezas. La Figura 5 muestra el SOA parcialmente construido y colocado sobre un sujeto de prueba, cabe destacar que cuenta solamente con los elementos primarios como son sensores y actuadores.



Figura 5: SOA colocado en el MS del usuario

3.2 ETAPA DE CONTROL

Los algoritmos de control propuestos se implementaron en simulación sobre un modelo simplificado (Figura 6). Dicho modelo se obtiene al exportar el ensamblaje del SOA creado en *SolidWorks*® al ambiente de *Simulink*® en *Matlab*®, este proceso se llevó a cabo empleando *SimMechanics Link*®. El algoritmo PD en conjunto con el AST fueron implementados para resolver el problema de seguimiento de trayectoria del SOA. Es importante mencionar que el modelo a bloques en simulación permite obtener la medición de posición y velocidad de cada uno de los GdL que integran al SOA. El control PD está descrito por la Ecuación (1).

$$u = -k_1 e - k_2 \dot{e}, \quad \dot{e} = \frac{de}{dt} \quad (1)$$

Donde: $k_1, k_2 > 0$ son ganancias que ajustan el tiempo de convergencia del control PD, e es el error de seguimiento, obtenido de la diferencia entre la posición actual del GdL y la referencia, u es la ley de control y \dot{e} indica la primera derivada con respecto al tiempo de e

[9]. Se implementó el AST como derivador exacto y robusto. Así, si la señal a ser derivada es $w_1(t) = r(t)$, entonces se estima su derivada está dada por la Ecuación 2.

$$\begin{aligned}\ddot{\bar{w}}_1(t) &= -\lambda_1 |\Delta w(t)|^{1/2} \text{sign}(\Delta w(t)) + \ddot{\bar{w}}_2(t) \\ \ddot{\bar{w}}_2(t) &= -\lambda_2 \text{sign}(\Delta w(t)) \\ \Delta w(t) &= \bar{w}_1(t) - r(t)\end{aligned}\quad (2)$$

Donde: $r(t)$ es la señal a diferenciar, $\ddot{\bar{w}}_1(t)$ indica la salida del diferenciador, sign es la función signo y las constantes $\lambda_1, \lambda_2 > 0$ son las ganancias propuestas para garantizar la convergencia en tiempo finito a la estimación de la derivada [10].

Los fotogramas de la Figura 6 ejemplifican el movimiento del SOA al implementar los algoritmos PD y AST sobre el modelo simplificado. La simulación comienza con la posición inicial del SOA en 0.0 s, posteriormente se observa la posición del SOA en diferentes momentos hasta 8.0 s donde culmina un ciclo de terapia.

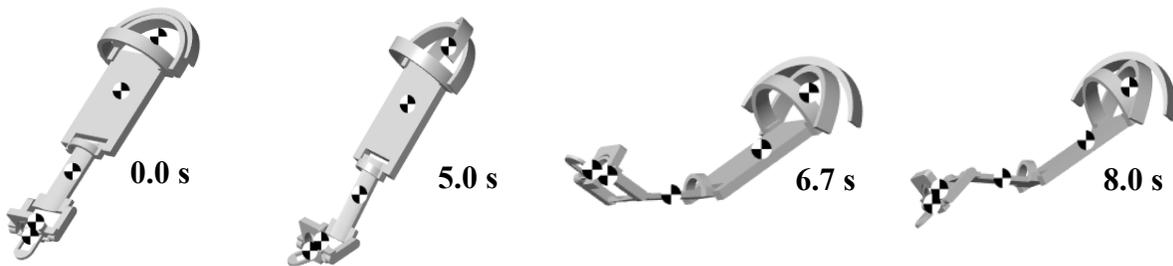


Figura 6: Fotogramas obtenidos al implementar el control PD sobre el SOA en simulación

Dado que se quiere implementar el AST para estimar $\dot{\epsilon}$. Se comprobó el desempeño del AST comparando la derivada de la posición angular proporcionada por el sensor virtual con que cuenta cada articulación en *Simulink*® y la derivada estimada por el AST. En la Figura 7 se muestra la derivada estimada para el movimiento de aducción-abducción de la articulación espleno-humeral, en donde el AST estima y converge hacia la derivada del sensor virtual en menos de 30 ms.

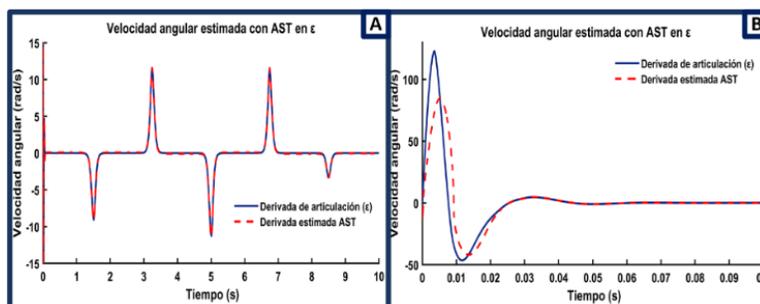


Figura 7: Velocidad angular estimada por AST (A), zoom de la misma (B)

Se comparó el desempeño del algoritmo PD y del controlador PD+AST. La Figura 8A y 8B muestra el desempeño obtenido, correspondiente a la articulación esplenohumeral. Ambos controladores convergen a la trayectoria en un tiempo cercano a los 60 ms, el controlador PD presenta oscilaciones en ciertos puntos de la trayectoria, mientras que el PD con AST presenta un mejor desempeño al realizar el seguimiento de trayectoria.

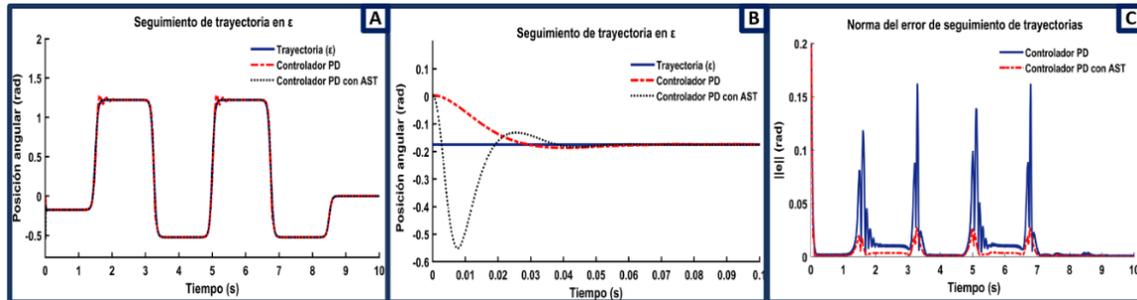


Figura 8: Seguimiento de trayectorias (A) y (B). Norma del error de seguimiento (C)

Para corroborar la eficiencia del PD+AST se comparó la norma del error (Figura 8C) de ambos controladores (PD y PD+AST), donde se observa que la norma del controlador PD+AST es menor incluso en la transición de las trayectorias, lo cual es necesario en un sistema cuyo objetivo es proporcionar terapia. La etapa de control entrega las señales de control que permiten el movimiento del SOA. Para tal fin, los algoritmos de control se implementaron en la tarjeta electrónica TIVA C Series TM4C1294XL®. Para poder realizar el control de las trayectorias, se mide la posición angular en la que se encuentra cada GdL del SOA y se obtiene el error de posición. Mediante la implementación del algoritmo de control PD, se determina una señal con modulación de ancho de pulso (PWM por sus siglas en inglés) que controlará la velocidad y dirección de giro del respectivo GdL.

3.3 ETAPA DE ELECTROMIOGRAFÍA

Si la señal resulta con una amplitud cercana a la de un sujeto sano, la acción de movimiento de la órtesis deberá ser mínima, por el contrario, si dicha amplitud es menor que la de un sujeto sano. El SOA deberá ayudar al paciente a completar la acción de terapia, obteniendo así la retroalimentación del avance que tiene el paciente al transcurrir las sesiones.

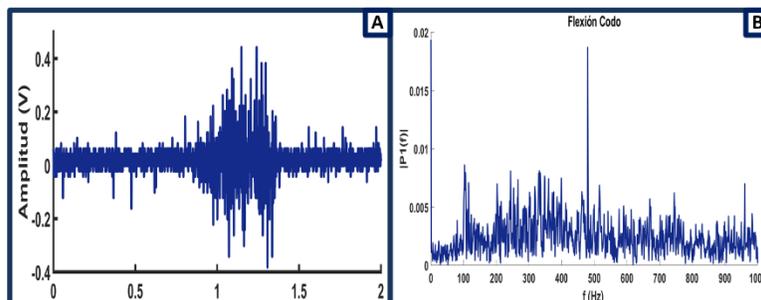


Figura 9: Señal electromiográfica sin rectificar (A) y su transformada de Fourier (B)

4. CONCLUSIONES

El SOA diseñado satisface los rangos angulares las cinco principales articulaciones del MS. Así mismo, el controlador PD logró resolver el seguimiento de las trayectorias sin realizar pruebas en pacientes. Aplicando el AST se logró estimar la derivada del error del seguimiento de trayectorias mejorando el desempeño del controlador propuesto al converger más rápido que el PD sin AST. La adquisición de las señales de electromiográfica permitió establecer un parámetro del estado electrofisiológico de los músculos del MS. Dicha información permitirá adecuar el movimiento generado por el SOA en función del grado de rehabilitación del paciente. El sistema desarrollado en este trabajo es una de las primeras variantes de SOA con retroalimentación eletromiográfica que integra un sistema de electroestimulación regulada.

5. REFERENCIAS

- [1]. V. Kumar, A. Abbas y J. Aster, Robbins Patología Humana, Madrid: ELSEVIER, 2013.
- [2]. S. Mesías, «Órtesis de hombro con sistema de electroesitmulación y termoterapia,» Instituto Tecnológico Metropolitano, Colombia, 2015.
- [3]. Boada Gordón y et al, Guía descriptiva de ortoprótesis, Madrid: Ministerio de Sanidad y Consumo de España, 2001.
- [4]. E. Portillo, «Diseño conceptual órtesis mecatrónica para la rehabilitación de la parálisis parcial,» UNAM, México, 2012.
- [5]. F. Resquín, A. Cuesta, J. Gonzalez-Vargas, F. Brunetti, D. Torricelli, F. Molina, R. Cano, J. Miangolarra y J. Pons, «Hybrid robotcn systems for upper limb rehabilitation after stroke: A review,» Elsevier, España, 2016.
- [6]. M. O. Nathalia Suárez Sanabria, «Biomecánica del hombro y bases fisiológicas de los ejercicios de Codman,» *CES Medicina*, vol. 27, nº 2, 2013.
- [7]. H. Taboadela, «Goniometría: una herramienta para la evaluación de las incapacidades laborales,» *Buenos Aires: Asociart ART*, pp. 92 - 98, 2007.
- [8]. Cruz, M. Ballesteros, I. Salgado y I. Chairez, «Assisted Rehabilitation by Robotic Orthosis of Spinal Cord and Back Injuries.,» de *VI Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2014*, Paraná, Argentina, 2014.
- [9]. Yigeng huangfu, Shengrong Zhuo, «Super-Twisting Differentiator-Based High Order Sliding Mode Voltage Control Design for DC-DC Buck Converters,» *Energies*, p. 17, 2016.
- [10]. Salgado, I. Chairez, O. Camacho y C. Yañez, «Super-twisting sliding mode differentiation for improving PD controllers performance of second order systems,» *ISA Transactions*, p. 11, 2014.

DISEÑO Y CONSTRUCCIÓN DE UN INYECTOR PARA ELECTRO-HILADO Y SU GENERACIÓN DE BIOMATERIALES COMO MEMBRANAS POROSAS

H. A. Carmona-Moreno^a, H. E. Romero-Sánchez^b, M. Pérez-Porras^c, R. Muerueta-Fortiz^a,
M. A. Morales^c

^aFacultad de Ciencias de la Electrónica, albertocm9873@gmail.com,
arojas_9@yahoo.com.mx

^bFacultad de Medicina, huenro@me.com

^cFacultad de Ingeniería Química, soloyolologre@hotmail.com, spinor70@yahoo.com.mx

RESUMEN

Se presenta un modelo funcional de un inyector dual para un prototipo de electro-hilado, el cual procesa membranas porosas por medio de la inyección de dos distintos polímeros (ácido poli láctico y alcohol de polivinilo) y recogidos en un colector para su posterior inyección. Las membranas obtenidas, se aplican como apósitos activos para la regeneración de tejido cutáneo en heridas de segunda intención en ratas de la sepa Wistar. Para ello es necesario un sistema de inyección controlado que pueda regular variables como el flujo de los dos polímeros, pues para cada polímero cambia su viscosidad. Gracias a este dispositivo de control automático, se pueden obtener diferentes morfologías micrométricas de las membranas porosas que gracias a esta investigación, resultan ser biomateriales que son una promesa como nuevo tratamiento coadyuvante para daños en tejido cutáneo.

Palabras claves: electrohilado, sistema de control, inyección.

ABSTRAC

A functional model of a dual injector for a prototype of electrospinning is presented, which processes porous membranes by means of the injection of two different polymers (polylactic acid and polyvinyl alcohol) and collected in a collector for subsequent injection. The membranes obtained are applied as active dressings for the regeneration of cutaneous tissue of second intention wounds in rats of the Wistar sepa. This requires a controlled injection system that can regulate variables such as the flow of the two polymers, since for each polymer its viscosity changes. Thanks to this automatic control device, different micrometric morphologies of the porous membranes can be obtained which, thanks to this research, turn out to be biomaterials that are a promise as a new coadjuvant treatment for cutaneous tissue damage.

Key words: electrospinning, control system, injection.

1. INTRODUCCIÓN

En los últimos años la aplicación de la tecnología hacia otros sectores, como la medicina, textil o alimenticia, ha estado en constante aumento, demandando equipos automatizados para la creación de nuevos materiales. Un ejemplo claro de estos avances es la técnica del “electrospinning” (electro-hilado) que dio inicios en el año de 1902 [1]. Esta técnica consiste en la creación de fibras a escala micrométrica y/o nanométrica que tienen una de sus aplicaciones en el área de la medicina, pues es en esta donde se dan a cabo diversos procesos celulares mediante dichas fibras [2]. La técnica del electro-hilado se efectúa cuando a la solución introducida dentro del equipo es sometida a un alto voltaje [3]. La solución inyectada sobresaldrá en el extremo de una aguja en forma de menisco, el cual se cargará debido a las interacciones electrostáticas. La gota cargada presentará una repulsión electrostática, la cual rompe con la tensión superficial propia de la solución que hará que la gota se estire, generando una geometría cónica (Cono de Taylor); bajo condiciones adecuadas se llega a un punto crítico donde la gota ahora permitirá un flujo constante de la sustancia dando como producto un hilo. Cuando el hilo se dirige hacia un rodillo colector, éste se seca gradualmente. Por efecto del giro de la punta se genera un proceso de batido donde la fibra es finalmente depositada en un rodillo colector, el cual funciona como la tierra del circuito. Para llevar a cabo este proceso es necesario de un sistema de control que realice la inyección de manera uniforme. Éste consta de un motor a pasos, que son ideales para la construcción de mecanismos donde se requieran movimientos muy precisos en el cual necesitará de un driver que aumentará la potencia del motor y le dará sentido de giro al motor. Para regular la velocidad se utilizará un teclado matricial y ésta se visualizará en un LCD. Dependiendo de la viscosidad del polímero se necesitará ajustar la velocidad de inyección a la medida necesaria. También se implementará el uso de un sensor de temperatura para controlarla dentro del electro-hilado y los datos se mostrarán en el display.

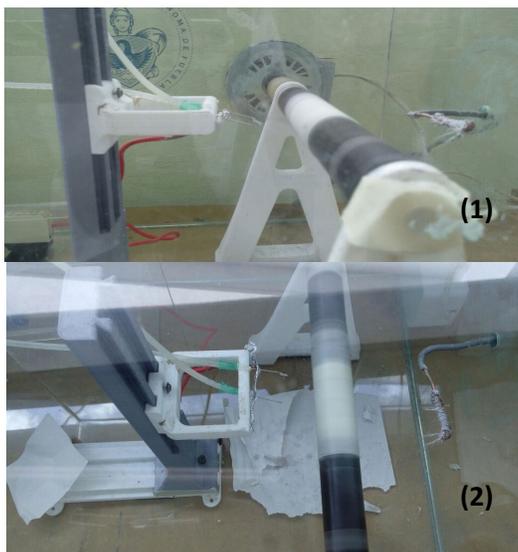
El diseño del mecanismo constará de un par de servomotores, los cuales (dado el sentido de giro del motor) girarán a 90° para dar paso a la entrada o salida de la solución, dependiendo de cada jeringa. El objetivo del motor será cambiar su sentido de giro al mismo tiempo que las jeringas cambiarán de estado, pues en un sentido del motor alguna jeringa estará absorbiendo material mientras la otra lo expulsa y cuando el motor cambie de sentido los estados de las jeringas también cambiarán. Esto nos ayudará a realizar una inyección para periodos de tiempo largos donde no hay necesidad de recargar los émbolos que almacenan la solución polimérica. Otra implicación de este sistema de control traerá muchas ventajas en cuanto a las membranas pues se podrá recolectar una mayor cantidad, la cual tendrá una morfología más uniforme.

En el resto del este manuscrito se describe en la sección 2 como fue realizado un control automático para su funcionamiento en continuo y retroalimentación de la solución visco-elástica. Esto incluye monitorear condiciones de temperatura, humedad, drenado y velocidad de inyección durante el proceso, para mejorar las membranas obtenidas. En la sección de resultados se incluye la caracterización de las membranas porosas a base de PVA/PLA, obtenidas mediante procesamiento por “electrospinning”. En la misma sección se presentan los resultados de pruebas de bio-compatibilidad de las membranas porosas poliméricas que incluyen: pruebas *in-vitro* e *in-vivo*. Las pruebas *in-vitro* investigan la adhesión y

proliferación celular de fibroblastos dermales de humano. Mientras que las pruebas *in-vivo* son realizadas en ratas Wistar con heridas de segunda intención. La sección 3 se dedica a las conclusiones de este trabajo de investigación y desarrollo de tecnología para aplicaciones biomédicas.

2. PARTE EXPERIMENTAL

Inicialmente se cuenta con el proceso de electro-hilado, sin embargo, tras realizar pruebas manuales donde la inyección se realiza mediante una jeringa que se presiona, se llegó a la conclusión de que es necesario un sistema controlado donde la velocidad de inyección sea lo más uniforme posible (ver Figuras 1 y 2). Este fue el planteamiento del problema inicial, lo



Figuras (1) y (2). Aplicación y recolección de las membranas en electro hilado

cual en principio se proponen ideas de los diseños y el sistema de control utilizando engranes y/o cigüeñal, pero se optó por una recolección y vaciado simultaneo, esto gracias a un tornillo sin fin que realiza un movimiento de ida y vuelta (ver Figura 3). La metodología a seguir consta de los siguientes pasos:

Primero: se realizó el diseño en SolidWorks el mecanismo deseado. Se propuso la opción de rediseñar el prototipo con un par de guías con el objetivo de que realice el movimiento los más alineado posible.

Segundo: Se imprimieron todas las piezas del mecanismo en una impresora 3D y se probaron materiales para comprobar la resistencia de ellos. Como el objetivo del motor es cambiar el sentido con un movimiento de ida y vuelta, se proporciona en el código esta instrucción de manera que lo pueda hacer tanto manualmente como automáticamente, dependiendo de la necesidad.

Tercero: una vez impresas todas las piezas, se colocaron sobre una base de vidrio (primero se había probado en una base de madera, pero no resultó conveniente debido a los cambios

de temperatura y humedad que ésta sufre, la deforman) para que fuera lo más plana posible. Cada pieza se colocó justamente en cada espacio respetando el diseño de SolidWorks.

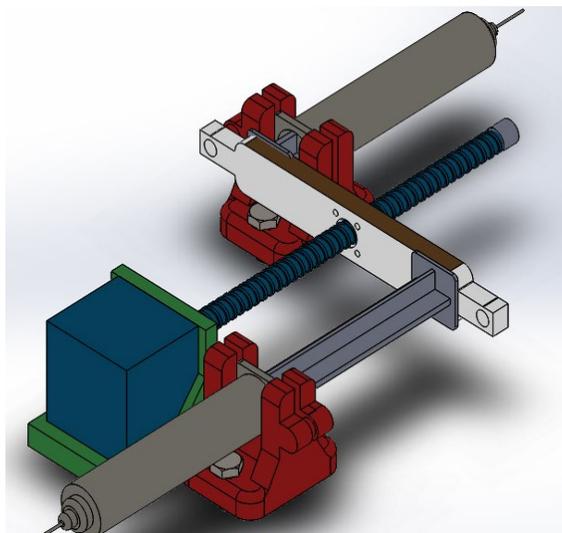


Figura (3). Mecanismo inicial

Durante la programación de los códigos, se implementó algunas opciones posibles, como las diferentes velocidades en cada giro y que éstas se mostraran en una pantalla, también el control de los servos motores se realizó para que pudieran girar sólo 90° para abrir o cerrar las entradas de la llave. El control del sensor de temperatura se integró al microcontrolador, donde también muestra valores en un LCD.

Una vez obtenido el mecanismo que nos ayudará a inyectar el polímero, se prosiguió a realizar una prueba de funcionamiento donde se llenaron las jeringas manualmente y se puso en funcionamiento.

Para la conseguir una solución viscoelástica adecuada se mezclaron dos sustancias principales, PLA y su disolvente natural (cloroformo), en cantidades de: 0.8 g de PLA y 10 ml de cloroformo, en un vaso de precipitado y calentado a una temperatura de 75°C , además de su agitador magnético.

Después de 15 minutos, se verificó que toda la mezcla fuera uniforme y que no quedaran grumos en ella, una vez hecho esto se recolectó toda la sustancia en la jeringa de 20 ml , para después inyectarla. Se compararon las morfologías de las membranas obtenidas con el inyector y las que se obtuvieron con una inyección manual.

3. RESULTADOS

3.1 Resultados del comportamiento del inyector

Cuando se realizó el montaje de todas las partes diseñadas en SolidWorks (ver Figuras 4 y 5), se realizó una prueba donde se comprobaba la velocidad de la inyección y se observó que,

como era de esperarse, era necesario una velocidad muy baja. Para ello se configuró el tiempo en cada paso, dejando como velocidad apropiada en 2.8 segundos por cada paso. Aquí se mejoró el diseño inicial, integrando un par de guías y un balero en la punta del tornillo del motor (ver Figuras 4 y 5). Una mejora que podría implementarse es la opción de rodamientos lineales (como en las impresoras 3D) en las guías para una mejor movilidad. Además, se realizó una pequeña simulación de todas las partes que lo componen en un simulador para comparar resultados (ver Figura 6). Los datos obtenidos ayudaron a observar los problemas antes de conectar los componentes electrónicos. Este inyector promete obtener una mejor morfología en las membranas además de la inyección controlada y en continuo que se puede obtener. En cada sustancia polimérica ácido poliláctico (PLA) y polivinil alcohol (PVA) cambia su viscosidad. Por lo que el torque necesario para que el motor empuje a ambas jeringas también aumenta, dando como resultado que requiera más corriente eléctrica para trabajar. Como consecuencia el driver del motor sufre calentamiento. Una solución práctica sería incluir un pequeño ventilador al circuito para evitar este efecto.

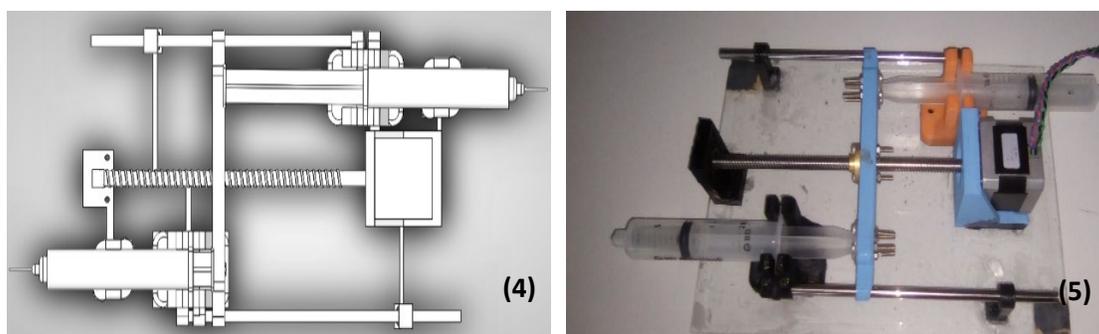


Figura (4). Diseño del inyector en SolidWorks, (5) construcción e impresión de piezas en 3D

3.2 Caracterización de membranas de PLA/PVA

Al realizar varias pruebas con los materiales se llegó a la mezcla indicada para conseguir la solución viscoelástica perfecta. Para ello se utilizó 0.8 g de PLA con 10 ml de cloroformo, pues este último representa un disolvente natural del PLA. Con estas medidas se inyectó a través del electro hilado obteniendo membranas porosas con morfología a escala micrométrica (ver figura 7, 8 y 9).

Durante la creación de las membranas se notaron cambios en la morfología por motivos de la inyección manual. Además, al tener una vibración en el recolector las membranas no presentaban mucha uniformidad, por lo cual se comparó con una inyección con el nuevo sistema y se observó una mejor recolección y uniformidad en el grosor, largo y ancho de la constitución de la membrana.

3.3 Pruebas de biocompatibilidad de las membranas de PLA/PVA

Las pruebas *in-vitro* fueron realizadas empleando células de fibroblastos de piel humana. Estos fueron obtenidos por disgregación del tejido cutáneo de un segmento de piel donado y sometido a medio de cultivo celular mezclado con antibiótico para evitar proliferación bacteriana. Posteriormente dicha mezcla fue segmentada y sometida a una solución de tripsina

al 1X, licuada y filtrada para obtener los fibroblastos. Este tratamiento fue realizado en una autoclave esterilizada a 37 grados centígrados. El resultado fue un cultivo primario celular de fibroblastos mostrado en la figura 10, 11 y 12. Los fibroblastos fueron localizados en la superficie de la membrana y marcados con colorante fluorescente, la cual previamente fue colocada en 18 pozos circulares de 1 milímetro de diámetro por 5 milímetros de altura. En estos pozos se incluyó un control negativo a base de trozos de cobre y un control positivo como medio de cultivo. La finalidad de los controles es para la observación del efecto neto de la membrana sobre los fibroblastos, pues al tener cobre como medio tóxico garantizamos muerte celular en pozos que no tienen membrana, mientras que el control positivo nos permite medir cuanto se reproducen los fibroblastos por efecto del medio de cultivo celular. El comportamiento de los fibroblastos en la membrana fue observado mediante microscopía de fluorescencia hasta después de 24 horas (ver figura 10). El resultado de la observación muestra que los fibroblastos se adhieren, viven y proliferan hasta después de 24 horas. La hipótesis de esto es que la membrana se biodegrada y es absorbida por las células y contribuye a las mismas como alimento.

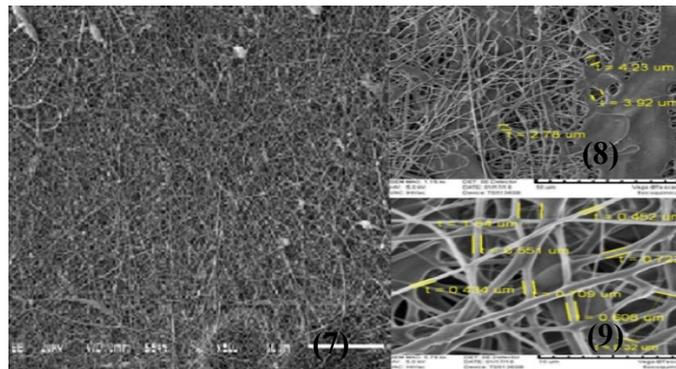


Figura (7) Micrografía de la membrana sintetizada con el co-polímero ácido poli láctico (PLA) y poli vinil alcohol (PVA); (8) Los diámetros de las fibras son totalmente heterogéneos, sin embargo las fibras del polímero PVA son más gruesas, los cuales se ven más planos; (9) El PLA se muestra más transparente a comparación del polímero PVA.

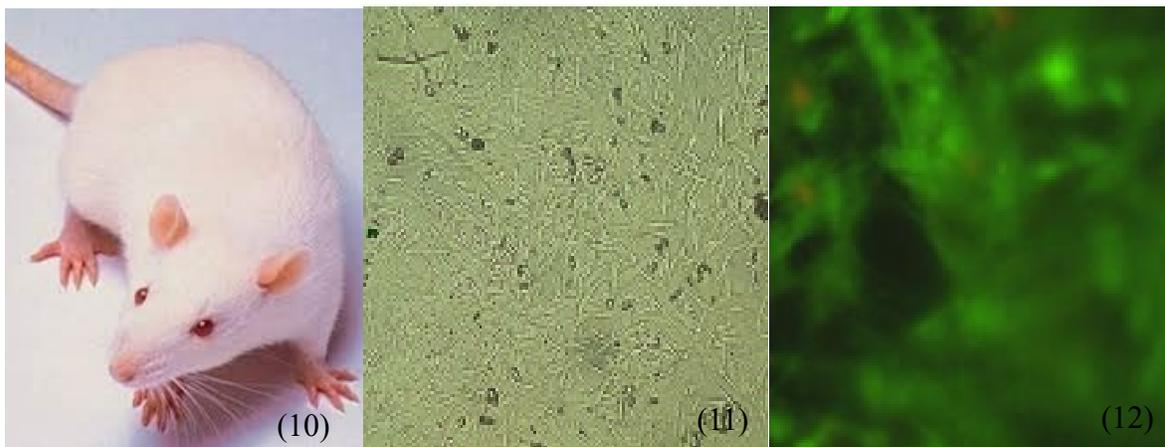


Figura (10) La imagen de la izquierda muestra el bio-modelo sobre el cual se emplearon las pruebas *in-vivo*; figura (11) se muestra el cultivo de fibroblastos obtenidos de piel humana; figura (12) se muestran los fibroblastos adheridos sobre la membrana de PLA/PVA después de 24 hrs.



Figura (13): a) Herida de segunda intención, b) la misma que en b) posterior a 15 días con membrana PLA/PVA, c) Control de herida de segunda intención, d) la misma que en c) posterior a 15 días.

Las pruebas *in-vivo* fueron realizadas en 2 bio-modelos de la cepa Wistar, machos con pesos de 160 gramos aproximadamente, mostrando un ejemplar en la figura (10). El experimento realizado en los bio-modelos, fue realizado según las normas de ética de la norma de experimentos en animales. En el lomo de estos bio-modelos se realizaron 2 heridas de segunda intención en forma ovalada aproximadamente de 0.5 cm de área, hasta alcanzar la fascia muscular, retirando completamente todas las capas de la piel. Previamente les fue suministrada la cantidad necesaria de anestesia a los roedores de acuerdo a su peso. Una herida en los bio-modelos es tomada como control para observar la cicatrización normal, mientras que en la otra herida es colocada la membrana para estudiar su efecto en la herida. A modo de ejemplo se expone la figura (13) con los resultados del proceso de cicatrización en los bio-modelos. Estos resultados muestran que el efecto de la membrana acelera el proceso de cicatrización. La diferencia en el cierre de la herida con membrana y sin membrana es una cicatrización de 3 días. Esto significa que con el uso de la membrana a los 15 días después de realizada la herida, la cicatrización se lleva a cabo completamente, mientras que sin su uso la herida continúa ligeramente abierta al cabo de 15 días. También se observó que la membrana es absorbida por la piel del bio-modelo paulatinamente y el resto de ella es desechado como costra.

4. CONCLUSIONES

Inicialmente el proceso de inyección no contaba con un sistema controlado y esto provocaba chorros en la punta de la jeringa, por lo que se optó en realizar este equipo, tratando de corregir la forma en la que se inyecta el polímero (de PLA o PVA). Inicialmente el inyector demandaba más corriente, pues la entrada de la solución a la jeringa requiere mayor esfuerzo. Cuando se rediseñó el mecanismo incluyendo el par de guías se solucionaron varios problemas de movimiento y fricción, sin embargo éste se puede mejorar. La programación incluyó trabajo adicional, pues se probaron varios códigos y se eligió el de mejor funcionamiento.

Los resultados de las pruebas *in-vitro* muestran no toxicidad, adhesión y proliferación celular de fibroblastos de piel humana, comprobando que la membrana es un andamio bio-compatible, el cual se bio-degrada y es absorbido por los fibroblastos.

Los resultados de las pruebas *in-vivo* muestran que la membrana es absorbida por la herida paulatinamente. El efecto neto de esto es una aceleración en la cicatrización de la herida de segunda intención y por ende una reducción en el tiempo de 3 días de la misma. Así que el

comportamiento de la membrana es un apósito activo, puesto que cumple con ser biocompatible y ser degradable por el biomodelo.

Finalmente, el sistema de control ayuda a generar biomateriales en forma de membranas porosas, el cual garantiza un estándar de calidad en el procesamiento de membranas. El uso de estas es como un biomaterial de tercera generación que sirve de andamio celular en el proceso de cicatrización y puede ser un producto médico con uso de apósito activo para regeneración cutánea acelerada.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Duque Sánchez, L. M., (14 de enero de 2012). Electrospinning: la era de las nanofibras. *Revista Iberoamericana de polímeros*. 14(1), p. 18.
- [2] W. Gamboa, O. Mantilla, y V. Castillo. (2007) Producción De Micro Y Nano Fibras A Partir De La Técnica “Electrospinning” Para Aplicaciones Farmacológicas. VII Congreso de la Sociedad Cubana de Bioingeniería Habana 2007, 1-3.
- [3] Del Toro Sánchez C. I., Aplicaciones biomédicas, textiles y alimentarias de nanoestructuras laboradas por electrohilado. *rev biotecnia (2014)*, 16(2), 1-3.
- [4] Sergio Enrique Pichón Posada, Diseño y fabricación de un equipo de electrohilado: elaboración de fibras nanométricas y micrométricas de materiales poliméricos y compositos, Tesis para obtención de grado de Ingeniería en Materiales, BUAP Julio 2017.
- [5] Hugo Enrique Romero Sánchez “Efecto de membranas de PLA/PVA obtenidas para electrohilado y extracto acuoso de *Quercus Ilex* en el tratamiento de heridas pos-quirúrgicas en piel de rata de la cepa Wistar”, tesis para la obtención de grado de licenciado en Medicina, BUAP Mayo 2018.
- [6] José Mijaíl Pérez Porras, Procesamiento de membranas micro porosas a base de polímeros y biopolímeros mediante la técnica de electrohilado para su posterior escalabilidad a un diseño industrial, para la obtención de grado de ingeniero en materiales, BUAP 2018.

SEGUNDA OPORTUNIDAD PARA PERRITOS DISCAPACITADOS

Mariela Meza^a, Adrián Vázquez^a, Karim Monfil^b, Ana Luz Muñoz^a

^aFacultad de Ciencias de la Electronica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Pue. Puebla.

mariela.meza@alumno.buap.mx, adrian.vazquez@alumno.buap.mx,
analuz.munoz@correo.buap.mx

^bCentro de Investigación en Dispositivos Semiconductores, ICUAP, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Pue. Puebla.

RESUMEN

En este proyecto se tiene como objetivo realizar un prototipo de silla de ruedas para una perrita, la cual carece de una de sus patas delanteras y con la que cuenta no es funcional. Esta silla de ruedas ha sido creada con el objetivo de que cualquier perro que carezca de una o ambas patas delanteras puedan desplazarse libremente hacia el lugar donde le plazca sin mayores dificultades, pudiendo tener así una mejor calidad de vida, todo esto sin que la silla de ruedas tenga un peso excesivo que pueda lastimar al perro. Nuestro prototipo de silla de ruedas para patas delanteras cuenta con un par de brazos de aluminio con una barra transversal entre ellos, los cuales en sus extremos sujetan un par de ruedas de triciclo, yendo toda esta estructura acoplada a una pechera para perros, la cual permitirá que la estructura de la silla de ruedas pueda adaptarse a cualquier perro de tamaño, tomando en cuenta que para determinar las medidas de la estructura base de la silla, así como el material a utilizar para la elaboración.

Palabras clave: Patas Delanteras, Prototipo, Adaptación

ABSTRACT

This project aims to make a prototype wheelchair for a dog, which lacks one of its front legs and with which it is not functional. This wheelchair has been created with the aim that any dog that lacks one or both front legs can move freely to the place where it pleases without major difficulties, thus having a better quality of life, all this without the chair Wheels have an excessive weight that could hurt the dog. Our prototype wheelchair for front legs has a pair of aluminum arms with a crossbar between them, which at their ends hold a pair of tricycle wheels, all this structure being coupled to a dog chest, which will allow the structure of the wheelchair to adapt to any size dog, taking into account that to determine the measurements of the base structure of the chair, as well as the material to be used for the preparation.

Keywords: Front Legs, Prototype, Adaptation

1. INTRODUCCION

Como seres humanos tenemos grandes responsabilidades con el mundo que nos rodea. Al haber desarrollado conciencia entendemos las adversidades que se pueden presentar con la vida cotidiana y así mismo solucionarlas para obtener una buena calidad de vida sin embargo, también se tiene el deber de cuidar la flora y fauna con la que convivimos por lo que nos lleva al cuestionamiento ¿Por qué no pensar más en ellos?.

En esta ocasión nos enfocaremos más a la fauna, específicamente con el mejor amigo del hombre: El perro. Un ser inocente que no conoce la maldad, ni lo malo del mundo, un ser el cual tiene el único objetivo de sobrevivir recibir el amor de una buena persona que lo quiera. Sin embargo, ¿Qué opciones puede tener un perro si este presenta alguna discapacidad? La respuesta más lógica sería buscar la manera de mejorar la calidad de vida de nuestro mejor amigo pero, ¿Y si es un perro sin hogar?. En este proyecto tiene el objetivo de lograr que cualquier perro con discapacidad en una o en las dos de sus patas delanteras pueda llevar una buena calidad de vida gracias a una silla de ruedas canina, donde el costo o simplemente la adquisición no sean una desventaja para que pueda obtenerla algún amigo sin hogar.

El deber como ingenieros es ayudar a cualquier ser vivo, en este caso una perrita llamada Bimba la cual solo posee una de sus patas delanteras sin ningún movimiento motriz. La sillita de ruedas canina para patas delanteras espera mejorar la calidad de vida de Bimba así como volver más sencillos sus cuidados con ella.

2. TEORIA

Las patas de un perro funcionan como sus manos, sus pies y sus zapatos, todo en uno. Cada tipo de perro tiene una estructura de pata ligeramente diferente, aunque todos ellos son similares anatómicamente hablando. Los perros son más parecidos a los caballos, que a los humanos a la hora de caminar. Caminan sobre sus dedos de los pies, en lugar de sobre las plantas de estos. Su pie es diferente al de los seres humanos, pero la estructura de los huesos de la pata canina es muy similar.

Las patas de un perro son los amortiguadores de su pie y metacarpo (muñeca). Un perro no es tan ágil como un gato con sus patas. Él no puede limpiarse o agarrar a su presa como un gato lo hace. Por el contrario, un perro utiliza sus patas para cavar y raspar. Sin embargo, caminar y correr son realmente las mejores funciones de las patas de un perro.

No todas las patas del perro son iguales, algunos perros tienen pies felinos que son muy compactos y no requieren tanta energía para ser levantados. Otros perros tienen patas palmeadas que les ayudan a nadar y recuperar aves acuáticas. Las uñas de los pies de un perro, o garras, son la diferencia de un ser humano en cuanto a que son muy finas y se coloca hacia el interior de cada uno de los cuatro dedos de los pies de un perro. Las uñas de los pies son importantes para dar a un perro agarre en superficies resbaladizas, arañando el suelo y, a veces, desgarrando su cena. Los dedos de los pies de un perro no son diferentes a los dedos humanos. La estructura ósea es la misma, pero el uso es diferente. En un perro que camina en puntas de pie, los huesos se mantienen en un ángulo casi 90 grados cuando está de pie. Un

perro no puede mover cada dedo de forma independiente, lo cual limita lo que este puede hacer con sus dedos de los pies.

Hay cinco almohadillas en el pie de un perro. Una está en cada uno de los cuatro dedos y un teclado más grande se centra en la palma del pie. Las almohadillas pueden ser lisas o rugosas, grandes o pequeñas, gruesas o finas, dependiendo del perro y con el fin con el que ha sido criado. Una gruesa almohadilla áspera podría haber sido históricamente más de un perro de trabajo de que la de un perro con una almohadilla fina y suave. La almohadilla es el zapato del perro, es su única protección entre él y la tierra, esto se puede ver en la figura 1.

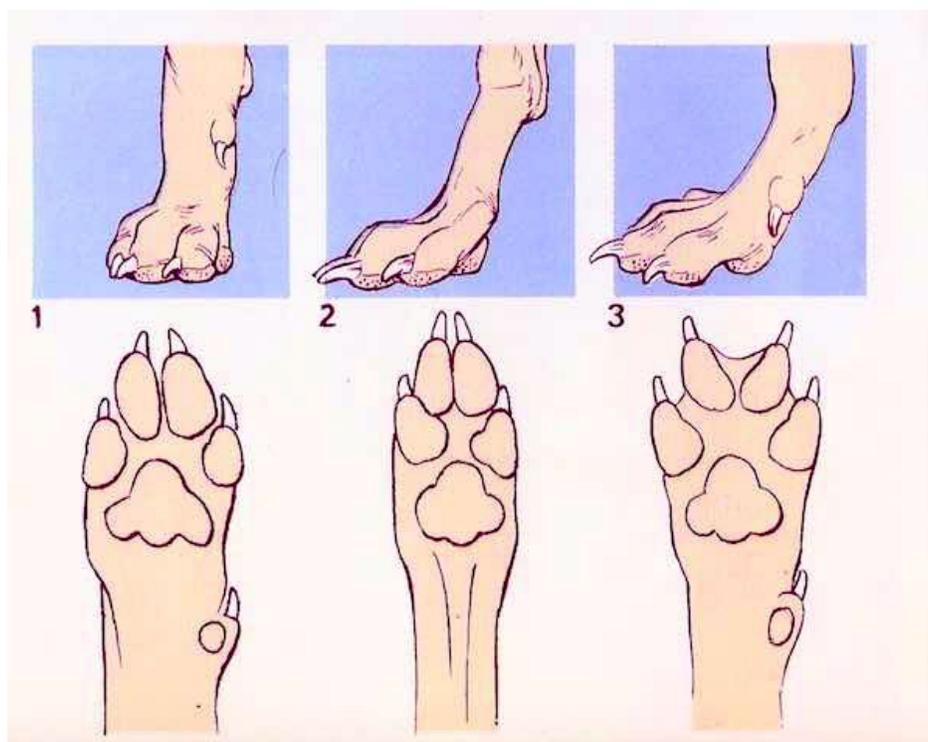


Figura 1. Anatomía de la pata de un perro

Por todo lo anterior, se han buscado soluciones para mejorar la calidad de vida de los perros que por alguna circunstancia sufren una discapacidad en sus miembros, siendo la opción más práctica y económica la construcción de sillas de ruedas adaptadas al tamaño de cada animal.

Actualmente existen sillas de ruedas a la venta en el país, las cuales tienen un costo 5 o 6 veces menor en comparación con las provenientes del extranjero. El costo en México va de \$800 a \$2,000 dependiendo del tamaño del paciente. Se han diseñado sillas de ruedas para chihuahueros del tamaño de un puño, hasta para un enorme Gran Danés. Están hechas a base de tubular ligero para que sean resistentes y livianas. Llevan lonetas que son el soporte, correas y una serie de argollas. Son de dos ruedas cuando el perro o gato pueden mover las patas traseras y de 4 ruedas en caso de que únicamente mueva el cuello. Sin embargo, resulta un poco complicado encontrar sillas de ruedas para perros que han perdido la movilidad en las extremidades delanteras o las propias extremidades, debido que un diseño realmente funcional para ese tipo de sillas es un tanto más complejo en comparación a las auxiliares para perros que han perdido la movilidad en las patas traseras.

3. PARTE EXPERIMENTAL

Bimba es una perrita de raza mestiza la cual tiene la edad de 3 años. Sufre una discapacidad debido a que no posee una de sus patas delanteras, además de que la única patita con la que cuenta no tiene movimiento motriz. Actualmente Bimba no puede tener una calidad de vida adecuada ya que las personas que le proporcionan los cuidados tienen que estarla cargando para que esta pueda caminar de alguna manera y limitarla a espacios donde el piso se encuentre en buenas condiciones para que ella no se lastime. En la imagen 2 se muestra el estado de Bimba.



Figura 2. Imagen de Bimba

Tomando en cuenta las cualidades de Bimba se toma la decisión de realizar una silla de ruedas canina donde esta sea para patas delanteras. Para el diseño en cuestión se debe de tener en cuenta diversos factores como el peso y el tamaño de ella además de que la silla cuente con estabilidad y libertad de movimiento para obtener una buena calidad de vida usándola. El diseño nace a partir de una andadera de las personas de la tercera edad, ya que viendo la necesidad de la perrita se tiene en consideración de que esta, deberá de cargar mayor parte de su peso y así mismo obtener un buen desplazamiento, ver figura 3.

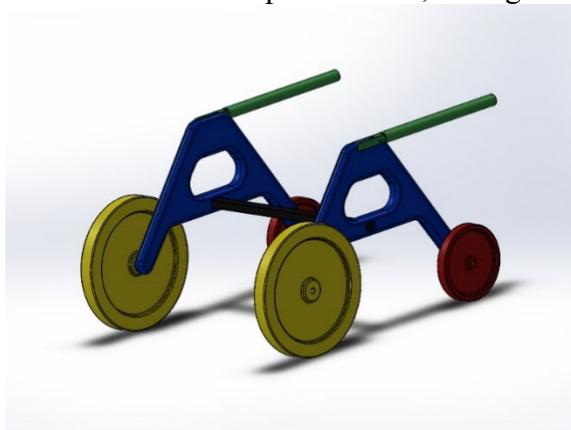


Figura 3 Diseño de silla de ruedas canina para patas delantera

Nuestro prototipo de silla de ruedas para patas delanteras cuenta con un par de brazos de metal delgado con una barra transversal entre ellos, los cuales en sus extremos sujetan un par de ruedas pequeñas, yendo toda esta estructura acoplada a una pechera para perros, la cual permitirá que la estructura de la silla de ruedas pueda adaptarse a cualquier perro de tamaño similar al de Bimba, tomando en cuenta que para determinar las medidas de la estructura base de la silla, así como el material a utilizar para la elaboración de la misma. Una de las dificultades que se presentó, es que Bimba no se encuentra en la misma ciudad que nosotros, así que el prototipo tuvo que ser elaborado a distancia, con las medidas que los dueños de la perrita nos proporcionaron, y por lo mismo, se ensambló sin poder estar realizando pruebas en el animal para realizar los ajustes de adaptación necesarios. En la siguiente tabla se presentan las medidas con las cuales se trabajaron para hacer la silla de ruedas.

Tabla 1. Medidas que sirvieron para la realización de la silla de ruedas.

Entrepierna: distancia interna entre los muslos	17 centímetros
Ancho del muslo: de lado a lado de los muslos	21 centímetros
Ancho: línea imaginaria desde el lado derecho al izquierdo del perro (lo más fácil es medir en la parte delantera, a la altura de los hombros)	53 centímetros
Alto: del suelo a lo más alto del lomo del animal	56 centímetros
Largo: desde el hombro hasta la base de la cola	58 centímetros

Los materiales finales para la estructura principal fueron solera delgada soldada entre sí para darle la forma deseada (Figura 3). A pesar de que existe gran variedad de materiales que se pueden ocupar, se optó por el metal ya que en un futuro se consideró la durabilidad como la resistencia que tenga la silla con la perrita.



Figura 4. Elaboración de silla de ruedas canina para patas delantera

Las ruedas que se ocupan son 2 grandes del número 5 enfrente, así como 2 pequeñas del número 3 atrás. Al tener cuatro ruedas permite una mejor estabilidad para Bimba y al ser de diferente tamaño las ruedas delanteras como las traseras, permitirán más fácil el movimiento de ella al usarla, ya que facilitara los giros que necesite hacer en su momento.

Por último, se integra la pechera ajustable para la perrita, la cual está elaborada de tela de mezclilla fresca para los días de calor y resistente al movimiento que haga ella. Con correas ajustables que van alrededor del pecho de Bimba permitiendo un mejor desplazamiento para con la silla. Sabemos que puede esta puede llegar a incomodar después de varias horas de uso, es por ello que, para mayor confort de la perrita, la barra transversal como los brazos de mental cuentan con espuma acolchonada la cual amortigua los impactos fuertes que pueda llegar a tener ella con la silla. (Figura 5).



Figura 5. Silla de ruedas terminada

4. CONCLUSIONES

Si bien actualmente existe disponibilidad de sillas de ruedas para perros de distintos tamaños en el mercado y son relativamente accesibles, se presentan un par de complicaciones para que todos los perros que sufren alguna discapacidad puedan mejorar su calidad de vida. La primera de ellas tiene que ver con que, si bien una parte de estos perros se encuentran en

manos de dueños responsables que pueden permitirse brindarles un tratamiento adecuado o en su caso adquirir una silla de ruedas para su perro, éstas solo serán fáciles de conseguir ya hechas si el problema del perro es en patas delanteras, pero si fuera en las traseras es posible que se tengan que diseñar desde cero. La segunda complicación está relacionada con la primera debido a que si bien, como mencionamos antes, muchos de los perros necesitados tienen dueño, otro tanto se encuentra en refugios para perros sin hogar, los cuales no cuentan con los recursos necesarios para acceder a todas las sillas que les sean necesarias.

Por lo tanto, resulta fundamental la ayuda que las personas puedan brindarles a los perros discapacitados que se encuentran en los refugios, construyendo sillas de ruedas a bajo costo y que puedan ser donadas a dichos refugios, para que ellos puedan llevar una vida lo más normal posible, porque nada genera más satisfacción ni muestra tanta sensibilidad en una persona como ayudar a los seres que no pueden ayudarse por sí mismos.

5. REFERENCIAS

- [1] (2015). Adaptable Wheelchair for Handicapped Dogs. <http://www.instructables.com/id/Adaptable-Wheelchair-for-handicapped-Dogs/>
- [2] (2014). Proyecto Nala, sillas de ruedas fabricadas en Venezuela para animales discapacitado. <http://perrofeliz.org/perros/proyecto-nala-sillas-de-ruedas-fabricadas-en-venezuela-para-animales-discapacitados/>
- [3] (2013). Anatomía de las patas del perro. <http://confuzal.com/articulo/Anatom%C3%ADa%20de%20las%20patas%20del%20perro%20/>
- [4] (2015). Sillas de ruedas para mascotas discapacitadas. Car-can <http://www.metroscubicos.com/articulo/decoracion-y-hogar/2013/10/15/mascotas-discapacitadas>

DESARROLLO DE UNA SILLA DE RUEDAS PARA UN PERRO CON COMPLICACIONES DE MOVILIDAD EN PATAS TRASERAS

Jorge Carrasco, Marco Antonio García, Sergio Josué Ortiz,
Ana Luz Muñoz, Emilio Miguel Soto

Facultad de Ciencias de la Electronica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla,
Puebla, Puebla.

Email: carrascoljr@hotmail.com, ortizjosue95@gmail.com, garcia10111@hotmail.com,
anniezurita@gmail.com

RESUMEN

Luna es una perrita de una edad un poco avanzada, a la cual se le nota un deterioro en la movilidad de las patas traseras, llegando a casi no existir dicha movilidad, este mismo padecimiento ha llevado a que Luna, en su intento por desplazarse, adquiriera la manía de arrastrarse ocasionando una desviación de la columna, nuestro proyecto de la silla de ruedas planea darle las condiciones para que pueda regresar a tener la capacidad de desplazarse por su cuenta. Este proyecto se basa en una estructura rígida pero móvil, que permita tener la combinación perfecta de estabilidad y movilidad, de modo que está hecha de manera que pueda comportarse al menos en esencia como un perro sano.

Palabras Clave: Silla Ruedas, Patas Traseras

ABSTRACT

For this work we aimed to design a wheelchair that would give the opportunity to move normally to dogs that had a motor problem in the hind legs, either by accident or illness. This in order to help these dogs to have a better quality of life, as well as help their owners to buy a wheelchair for dogs, because sometimes this can be very expensive. A canine wheelchair prototype was implemented using inexpensive recyclable materials that were also resistant to support the weight of the dog and the movements it could make daily. Likewise, we take considerations such as the environment in which the dog lived, whether its problem was the product of an illness or an accident, the age of the dog, weight, height, etc. Once the chair was assembled, tests were carried out to make modifications if it would necessary. Finally, the chair was given to the owner of the dog who needed it and a follow-up was carried out to see how this device helped it.

Keywords: Chair Wheels, Rear Legs

1. INTRODUCCIÓN

Un problema que aqueja a los caninos es la Osteoartritis, podríamos decir que es una forma de artritis en la que una o más articulaciones sufren cambios degenerativos, entre los que se incluyen la esclerosis ósea subcondral, la pérdida de cartílago articular y la proliferación de hueso y cartílago en la articulación, formando osteofitos. Estos cambios también implican a las estructuras que comprenden y rodean la articulación, incluyendo la sinovia, la cápsula articular, el hueso subcondral, los ligamentos, los músculos y los tendones. Todas estas alteraciones producen en el animal dolor que se traduce en cojeras e incluso postración. Si este dolor se hace crónico, se alterará sustancialmente su calidad de vida, generándose cambios en su comportamiento y apetito.

La osteoartritis puede clasificarse como:

- **Primaria:** si esta es por desgaste, refiriéndose principalmente a factores naturales como la edad
- **Secundaria:** cuando se atribuye a algún agente infeccioso, una pieza intraarticular móvil, un proceso anconeal no unido, una fractura mal alineada o una enfermedad del desarrollo como la displasia de cadera.

El tratamiento usual para esta afección consiste en mantener la salud física del canino, haciéndolo caminar y nadar se mantienen flexibles los músculos y capsulas articulares y se fomenta la lubricación y nutrición de los cartílagos de las articulaciones. El descanso y la pérdida de peso son importantes, el uso de fármacos antiinflamatorios, vitaminas y suplementos. Pero si el dolor no puede controlarse con medicamentos el recurso final es la implantación quirúrgica de una endoprótesis [1].

2. TEORÍA

El término órtesis se define como un dispositivo ortopédico que reemplaza parcial o totalmente las funciones de un miembro con incapacidad física, invalidez o dismetría. Constan de materiales ligeros y funcionales como duraluminio, termoplástico, fibra de carbono, resinas, proporcionando durabilidad y ligereza. Una prótesis es una extensión artificial que reemplaza una parte del cuerpo que falta, aportando un suplemento al cuerpo. Las prótesis son típicamente utilizadas para reemplazar partes perdidas del cuerpo ocasionadas por heridas (traumáticas) o que faltan de nacimiento (congénitas) supliendo partes inexistentes. El empleo de estas herramientas en el área clínica se enfoca a la ortopedia y la rehabilitación, con el fin de proporcionarle al paciente el derecho de reintegrarse a sus actividades de la vida cotidiana mediante el uso de estos suplementos que ayudan a la locomoción [2].

Una invalidez puede mermar mucho la calidad de vida de un ser vivo o incluso dificultar hasta cierto punto la realización de determinadas tareas. En el caso de los animales, la ortopedia y la medicina son campos que no están tan avanzados como en el mundo humano, por lo que, mientras resulta relativamente sencillo encontrar sistemas que permitan a una

persona recuperar la movilidad, en el caso de los perros supone no sólo algo muy difícil sino, además, lo poco disponible en el mercado es bastante caro.

Existen en el mercado multitud de modelos de sillas de ruedas para perro, desde las más artesanales, pasando por sillas de ruedas para perros fabricadas a mano por personas amantes de los animales, que las ofrecen a precios poco accesibles precio, o las "más avanzadas" con un diseño muy elaborado y toda la flexibilidad y adaptabilidad posibles. Teniendo en cuenta todos estos factores nos hemos dado a la tarea de realizar un prototipo de silla de ruedas de un material ligero pero resistente, que pueda ser duradero y que tenga las condiciones apropiadas para la comodidad a su uso. Y el material que cumple con estas condiciones es el PVC a continuación se presenta sus principales características:

- El PVC (policloruro de vinilo) es una combinación química de carbono, hidrógeno y cloro.
- Proviene del petróleo bruto (43%) y de la sal (57%). Es con diferencia el plástico con menos dependencia del petróleo.
- Su principal propiedad: un material NO conductor eléctrico y térmico, es decir, un aislante natural.
- No conductor de ondas sonoras y por su morfología un buen amortiguador de ondas sonoras.
- Se obtiene por polimerización del cloruro de vinilo, cuya fabricación se realiza a partir de cloro y etileno.
- Es un material ligero y químicamente inerte e inócuo. Gracias a ello, es muy utilizado con diversos usos en la industria sanitaria y alimentaria.
- Pertenece a la familia de los termoplásticos, es decir, bajo la acción del calor (140 a 205°C) se reblandece pudiendo moldearse fácilmente; cuando se enfría recupera la consistencia inicial conservando la nueva forma.
- Durante su todo su ciclo de vida útil, el PVC ni se oxida ni se corroe lo que reduce los costes de mantenimiento y sustitución.
- Tiene una alta resistencia al choque.
- Más del 65% de las aplicaciones de PVC tienen una vida útil muy larga, pudiendo alcanzar los 100 años.
- Durante la producción el PVC demanda menos energía que la mayoría de los materiales alternativos.
- Es destacable su resistencia al fuego y autoextinguible. Su composición molecular hace de él un material intrínsecamente ignífugo, no propaga la llama, no gotea, se quema a temperaturas más elevadas que muchos materiales alternativos y, en condiciones normales, dejará de quemarse en cuanto se le retire la fuente de calor.
- Permite ser reciclado. A diferencia de la madera, el PVC, con un proceso adecuado, permite reincorporar el material reciclado al proceso productivo [3].

3. PARTE EXPERIMENTAL.

La silla está hecha casi en su totalidad por PVC, ya que este es un material ligero, de modo que, sin importar la condición del perro, no será una complicación la fuerza del mismo ya que este no cambiará su peso a la hora de moverse, y junto con las ruedas del tamaño apropiado, el desplazamiento podrá hacerse de manera eficiente. La silla se armó con acoples y conexiones de tuberías de PVC, así como de algunos tornillos y rondanas para ajustar las llantas y partes de las correas para sujetar, todo esto previamente diseñado en SolidWorks para una mejor apreciación del modelo antes del ensamblado.

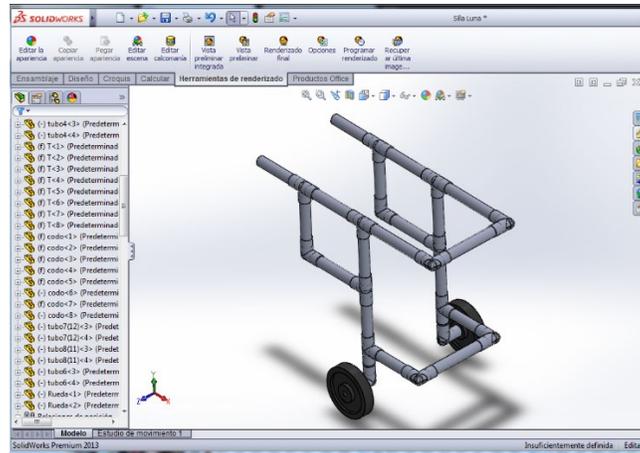


Figura 1. Diseño de la silla de ruedas en SolidWorks.

El diseño en cuanto a medidas se refiere fue basado en las de una perrita de nombre Luna, la cual debido a un accidente y que presenta un caso de osteoartritis perdió la movilidad en las patas traseras. A continuación se presenta una tabla con las medidas que fueron utilizadas para realizar dicha silla.

Tabla 1. Datos del perro

NOMBRE: LUNA	EDAD: 3 AÑOS	PESO: 12Kg
Numero	Detalle	Medida
1	Largo: desde el hombro hasta la base de la cola:	44cm
2	Alto: del suelo a lo más alto del lomo del animal	42cm
3	1. Alto del estómago: sólo para razas pequeñas de pata corta. Desde el suelo hasta el estómago del perro.	40cm
4	2. Ancho: línea imaginaria desde el lado derecho al izquierdo del perro (lo más fácil es medir en la parte delantera, a la altura de los hombros).	18cm
5	Ancho del muslo: de lado a lado de los muslos	14cm
6	Entrepierna: distancia interna entre los muslos	15cm

OBSERVACIONES: Presenta fractura debido a un caso de osteoartritis, es por eso que las tiene cruzadas, retraídas y debido a que se arrastra presenta llagas, no tiene control de esfínteres.

Después de tomarle medidas y hacer el dibujo en SolidWorks, se tomó la decisión de que el modelo que mejor ayudaría a su problema es el que se presenta a continuación:



Figura 2. Modelo de la silla de ruedas ya hecho de PVC

También se tuvo que analizar el tipo de ruedas que mejor se adaptará al suelo donde por lo general anda el perro, por lo cual se decidió usar unas llantas de Rueda 5", debido a que anda en pasto y terracería. En la siguiente Tabla se muestran las características de las llantas.

Tabla 2. Características de las llantas de las sillas de ruedas.

	<p>DIAMETRO: 5"</p> <p>DIAMETRO EJE: 3/8</p> <p>CARGA: 30 KG</p> <p>MATERIAL RUEDA: HULE CON RIN DE LÁMINA.</p> <p>TIPO TRACTOR/SOLIDA</p>
--	--

El medio de sujeción es una pechera incorporada en la silla, esta con correas que se pueden ajustar al perro, así se puede acomodar al cuerpo, de tal forma que este pueda llevar la silla de la mejor forma posible, además de adaptarle una banda de tela para que le sujete las vértebras lumbares y el sacro.

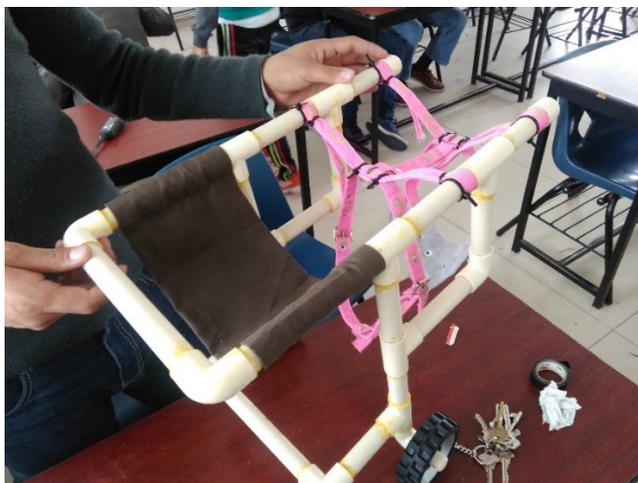


Figura 3. Imagen de la silla de ruedas con el soporte lumbar y sacro

Después de hacer el soporte lumbar y sacro, se le hizo una prueba a la silla de ruedas, denotando que teníamos que hacer unas correcciones que fueron, ajustar la pechera a la silla con el fin de que quede bien sujeta, ya que es sumamente útil para canes de todos los tamaños, este arnés es importante que sea del tamaño adecuado al perro, y que resista sus jalones y su fuerza, ya que en su cuello y pecho son los que van recibir el peso de la silla y entonces pueda desplazarse con facilidad. Una vez arreglado los detalles por fin quedó la silla de ruedas canina la cual fue hecha con material reciclado, optimizando así costos y dando una mejor calidad de vida al perro.



Figura 4. Silla de ruedas terminada, hecha de material reciclado y de bajo costo

4. CONCLUSIONES

Todo lo anterior mencionado se planeó con el propósito de mejorar la calidad de vida que lleva actualmente Luna, que no tenga que requerir de una persona llevándola a todas partes o de ella misma arrastrándose, que consiga adquirir una confortabilidad con su silla de ruedas, y poder vivir en la medida de lo posible como un perro normal.

5. REFERENCIAS

- [1]. MERCK & CO., INC. *El Manual Merck de Veterinaria*, 4th ed. Barcelona, España: OCEANO, 1993, p. 547-548
- [2]. "Características de los Biomateriales". Biomecatrónica, Facultad de Ciencias de la Electrónica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, primavera 2018
- [3]. PROFINE IBERIA, S.A.U. (2018, junio 10) *El PVC Aislamiento y sostenibilidad del PVC*. [Online]. Available: <http://www.kommerling.es/profesionales/arquitectura-sostenible/materia-prima/pvc>

ADAPTACIÓN DE UNA CARRIOLA PARA UN PERRO CUADRIPLÉJICO

Luis Juárez^a, Karen Santos^a, Rogelio Ortiz^a, Karim Monfil^b, Ana Luz Muñoz^a.

^a Facultad de Ciencias de la Electrónica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Pue. Puebla.

^b Centro de Investigación en Dispositivos Semiconductores, ICUAP, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, Pue. Puebla.

Email luis.juarez@alumno.buap.mx, karen.santos@alumno.buap.mx, rogelio.ortiz@alumno.buap.mx, analuz.munoz@correo.buap.mx

RESUMEN

Existen situaciones donde al igual que los humanos, los animales presentan pérdidas de alguna de sus extremidades y/o movilidad, causadas por accidentes, enfermedades o defectos genético. El presente proyecto consiste en el diseño y construcción de una carriola para un perro en estado cuadripléjico, causado por un accidente automovilístico. El problema principal consiste en que el perro no posee movilidad de ninguna de sus cuatro extremidades, por lo cual se encuentra postrado e inmovilizado. Debido a lo anterior se elaboró la adaptación de una carriola, para que este pueda desplazarse con la ayuda de una persona. Partiendo de un diseño previo de una carriola de aluminio se adecuo para que fuera la estructura principal para el perro en cuestión. Dentro de las ventajas de este equipo se encuentran que es de gran resistencia, de bajo costo, y además es adaptable para los diferentes ambientes en el que perro se desenvuelve.

Palabras clave: canino cuadrpléjico, carriola, prótesis

ABSTRACT

They can exist different situations where sometimes animals, like humans, suffer from loss of one of their limbs, caused by different actions, like accidents, genetic dead diseases, or other type of illness. This work consists of the design and construction of a wheelchair for a quadriplegics dog, caused by an automobile. The biggest problem is that the dog can't move any of his extremities, so it must be immobilized. So, it was decided to design a wheelchair, based on a baby wheelchair so he can have some movement with the help of a human. Based on a previous stroller design, it was a adequate for the dog main wheelchair structure. This wheelchair possesses several advantages like being more economic, hard resistance and suitable for situations the dog might be in.

Keywords: quadriplegic canine, stroller, prosthesis

1. INTRODUCCIÓN

Existen situaciones donde los animales deben enfrentarse a ciertas adversidades tales como la pérdida de alguna de sus extremidades y/o movilidad, causadas por accidentes, enfermedad o defecto genético. [1]

En estos casos, muchas personas piensan en abandonarlos o sacrificarlos, porque se desconoce las posibles soluciones y oportunidades que se les puede brindar a estos seres. La solución sería una silla de ruedas, que evitaría que se arrastre, evitando enfermedades como lo es la pulmonía y mejorando su independencia motora y aptitud. En este trabajo se presenta el desarrollo de un proyecto tecnológico aplicado al área de la salud, particularmente enfocado a la adaptación de una carriola para mejorar el desplazamiento un perro cuadripléjico.

La adaptación implicó un rediseño y modificación estructural a una carriola convencional según las características fisiológicas de dicho canino, para esto se buscó utilizar materiales reciclados y de bajo costo ya que las carriolas para caninos son difíciles de conseguir según el área de residencia y a un costo no tan accesible.

2. TEORÍA

Anatomía del perro

En la *Ilustración 2.1* se esquematiza el sistema óseo del perro, en él podemos apreciar los diferentes huesos del perro. En el caso de la parálisis las zonas más afectadas son los discos de la espada y la columna vertebral.

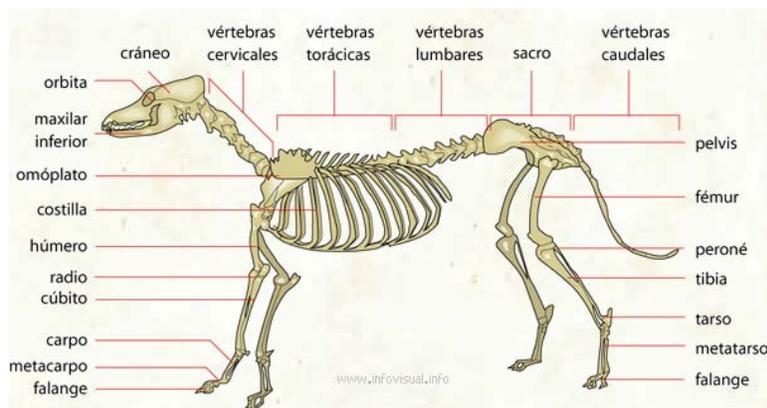


Ilustración 2.1. Sistema óseo de un perro

En la *Ilustración 2.2*, se puede apreciar el sistema muscular del perro.

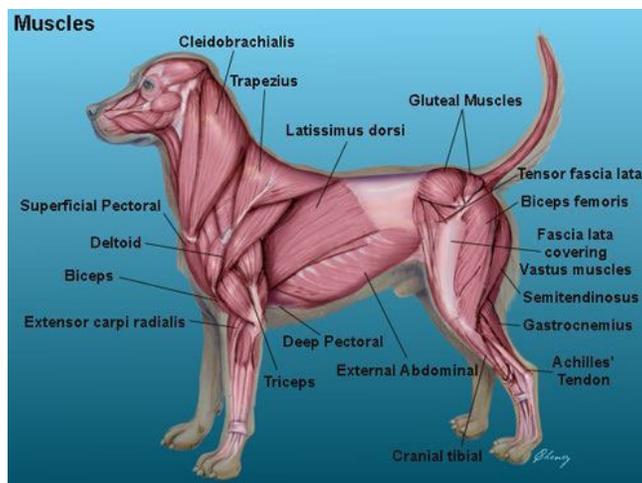


Ilustración 2.2. Sistema muscular del canino

La habilidad de un perro para moverse y realizar sus actividades diarias depende de la capacidad del cerebro, la columna vertebral, los nervios, y los músculos para coordinarse en conjunto. Este complejo sistema de comunicación intercambia información cuando los nervios en el cerebro envían mensajes hacia el cuerpo sobre el medio ambiente exterior, y el cuerpo envía mensajes al cerebro sobre lo que está experimentando en el ambiente. Estos mensajes se transmiten a través de los nervios en la médula espinal, que están incrustados en la columna vertebral o espina. Juntos, los nervios del cerebro y la médula espinal conforman el sistema nervioso central. Un trauma en cualquier parte de las vías nerviosa puede dar lugar a una mala comunicación, o a la falta total de comunicación entre el cerebro y el cuerpo, generando una incapacidad para coordinar los movimientos del cuerpo.

Canino cuadripléjico

Esto sucede cuando la comunicación entre la medula espinal y el cerebro ha sido interrumpida, lo que hace que el perro no pueda llegar a mover sus piernas, existen algunos casos donde la parálisis no es completa y el perro logra tener pequeños movimientos de sus extremidades o donde quedan totalmente cuadripléjico este depende plenamente de donde ocurra la lesión y el tipo de causa. [4]

➤ Posibles causas

Existe diferentes casos que pueden llegar a la parálisis de los caninos estos pueden ser:

- Enfermedades congénitas, en estas se pueden encontrar enfermedades degenerativas del disco la cual provoca que la membrana que rodea la médula espinal se descomponga.
- Enfermedades infecciosas como el moquillo y la rabia.
- Tumores malignos, aunque estos dependen de donde estén ubicados algunos casos se encuentran en la espina lo cual puede llegar a afectar las extremidades.

- Lesión en la médula espinal o cuello estas suelen ocurrir por accidentes o movimientos bruscos causando daños permanentes.
- Picadura de garrapata, las garrapatas al picar a los perros pueden tener toxinas que una vez que son introducidas al torrente sanguíneo pueden generar la parálisis del perro.

Diseño de mecanismos de apoyo similares

En la actualidad, la fabricación de sillas y/o andaderas de perro para crear estas se usan materiales de bajo costo, como pueden ser tubos de PVC, algún tipo de aluminio entre otros.

1. Silla de ruedas

Estas son diseñadas para ayudar a los perros que tienen problemas en las caderas y extremidades, así como la mielopatía degenerativa, displasia de cadera, artritis entre otras. Los perros suelen adaptarse muy bien a estas ya que son muy amigables. En la *Ilustración 2.3* se puede ver la silla de ruedas usada como un sistema de apoyo para el movimiento del canino.



Ilustración 2.3. Sistema de apoyo para movimiento físico del canino

2. Férulas para extremidades

Utilizadas para fractura, fisuras, y lesiones. Estas se usan en los procesos regenerativos de los perros, inmovilizan articulaciones para la recuperación. En *Ilustración 2.4* se muestra un ejemplo de una férula.



Ilustración 2.4. Férula especial para caninos

3. Arnés

Se utilizan para perros con displasia o artrosis de cadera. Estos sirven para ayudar al canino a poderse mover sin tener control total de el para darle la libertad. Existen diferentes tipos de arneses que pueden ser de control total o integral. En la *Ilustración 2.5* se puede ver un perro usando un arnés y se puede apreciar que necesita la ayuda para poderse mover.



Ilustración 2.5. Arnés de apoyo para perros

Tipo de material

En la fabricación de estas sillas y/o andaderas se utilizan diferentes tipos de materiales, siendo el aluminio y el PVC los materiales usados por sus propiedades y precios. El *PVC* un material de bajo costo, fácil de manipular. Existen diferentes tamaños. Tiene una resistencia, rigidez y dureza mecánicas elevadas lo cual lo convierten en un excelente material para tratar con los perros. Resistente a la acción de hongos, bacterias, insectos y roedores lo cual lo hace un buen biomaterial para la construcción de estas sillas y/o andaderas. [5]

El *aluminio* es un material muy común que tiene una infinidad de usos debido a sus buenas propiedades. Este es un material resistente a la corrosión. Tiene una buena dureza. Es dúctil y maleable. Es resistente a la fatiga y al desgaste lo que hace que los mecanismos construidos a partir de este sean muy resistentes y tengan largos periodos de vida. [6]

Portabilidad

Dadas las características del modelo original de la carriola, se decidió mantener algunas de las características principales de esta, como lo es la portabilidad, de manera que no ocupase mucho espacio cuando esta no se requiriera y que fuese de fácil transporte. La estructura se adaptó para que dicha condición se cumpliera, pero una vez considerando el peso del canino esto no fue posible, puesto que, al tomar en cuenta dicho factor, la estructura comenzaría a sufrir deformaciones perdiendo la estabilidad que se busca proporcionarle al canino. De esta manera, se optó por mantener dicha estabilidad añadiendo una barra horizontal en la parte de atrás, para proporcionar un mejor soporte

3. PARTE EXPERIMENTAL

Para la realización del prototipo se tomaron en cuenta datos particulares del canino, los cuales se muestran en la *Ilustración 3.1* y se mencionan *Tabla 3.1*.

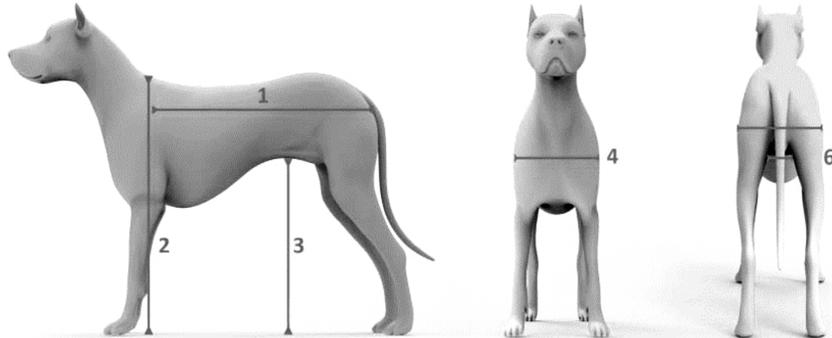


Ilustración 3.1. Esquema de medidas tomadas

Tabla 3.1. Medidas del canino

1	Largo	59cm
2	Alto	58cm
3	Alto del estómago	40cm
4	Ancho	32cm
5	Ancho del muslo	24cm
6	Entrepierna	15cm

Una vez que se contemplaron dichas medidas junto con las dimensiones originales de la carriola se procedió a hacer un diseño base en el software CAD de SolidWorks (*Ilustración 3.2*), para poder partir al reestructuramiento de la unidad.



Ilustración 3.2. Diseño CAD del prototipo

Una vez, realizado el diseño se inició con la desarmar estructura base. Para este proceso se usaron diferentes herramientas para poder tener cada pieza por separado. Una vez teniendo toda la estructura desmantelada (*Ilustración 3.3*).

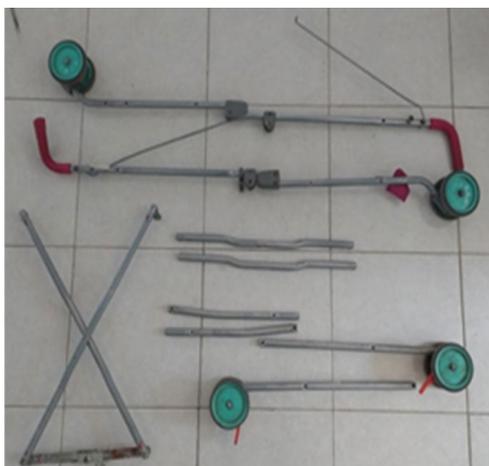


Ilustración 3.3 Piezas para armar la carriola canina

Al empezar con la reconstrucción del mecanismo se observaron algunas diferencias en cuanto a medidas. El principal problema se encontró en el ancho ya que se requería un mayor espacio, para lo cual se optó por fabricar dos coples de aluminio para solucionar este problema. Una vez fabricados estos coples se empezó con la reconstrucción de nuestra silla se colocaron todas las piezas en su lugar, se encontraron varios problemas. La estructura era muy inestable y no se existieron algunas complicaciones al fijarla. Para esto se colocaron dos tubos de aluminio uno de cada lado para aumentar la estabilidad.

Por último, para aumentar el equilibrio del mecanismo se le colocó una barra de metal en medio de la estructura (*Ilustración 3.4*), lo cual evitaría que el peso se concentrara en medio de la estructura y el canino pudiese sufrir alguna lesión. Cabe mencionar que como se mencionó anteriormente, dicho ajuste impidió mantener la portabilidad característica de una carriola.



Ilustración 3.4. Imagen carriola construida completamente

4. CONCLUSIONES

En este proyecto se logró el objetivo planteado el cual fue rediseñar una carriola común para adaptarla a un canino cuadripléjico. Aunque debido a ciertas circunstancias, no se pudo probar nuestro prototipo, debido a que el perro por estar mucho tiempo postrado en el suelo tuvo complicaciones respiratorias y falleció antes de que se terminara este prototipo, al realizar este proyecto nos pudimos percatar de las oportunidades que les podemos dar a los perros con la realización de este tipo de mecanismos para mejorar su calidad de vida de estos seres, ya que son fáciles de fabricar y de bajo costo debido a los materiales que se utilizan.

5. REFERENCIAS

- [1]. Wütscher, Cristina Pichon. “Parálisis En Perros – La Esperanza Sigue Abierta.” *Animalia*, 25 Sept. 2015, www.animalia.es/paralisis-en-perros-la-esperanza-sigue-abierta/
- [2]. Micheau, Antoine, et al. “Atlas De Anatomía Con Etiquetas: Ilustraciones De Un Perro.” *IMAIOS*, 12 Feb. 2018, www.imaios.com/es/vet-Anatomy/Perro/Perro-Anatomia-general-ilustraciones
- [3]. “Parálisis En Perros.” *Venfido*, www.venfido.com.mx/enfermedad.php?n=paralisis-en-perros.
- [4]. Chrisman, Cheryl. “Parálisis De Las Extremidades Posteriores.” *Ortocanis.com*, www.ortocanis.com/es/content/129-paralisis-en-las-extremidades-posteriores-causas-neurologicas-paraparesia-paraplejia-aguda
- [5]. “PVC (POLICLORURO DE VINILO).” *Industrias JQ*, 20 July 2016, www.jq.com.ar/imagenes/productos/pvc/pvcprop/propiedades.htm
- [6]. “Propiedades Del Aluminio.” *Universidad De Cádiz*, tablaperiodica.uca.es/Tabla/elementos/Aluminio/Grupo1/Prop.%20Al

USO DE NUEVAS TECNOLOGÍAS EN LA CREACIÓN DE PRÓTESIS DE EXTREMIDADES INFERIORES A BAJO COSTO PARA INFANTES

Gerardo Eisenring, Jorge Galván, Ana Luz Muñoz, Miguel Ángel Morales,
Javier Flores, Emilio Soto
Facultad de Ciencias de la Electrónica, Benemérita Universidad Autónoma de Puebla.
Email: eisenring.201132707@gmail.com, anniezurita@gmail.com

RESUMEN

Hoy en día se comercializan prótesis infantiles de alta calidad, no obstante, estas presentan periodos de uso reducidos (8 a 14 meses) por el rápido crecimiento de los pacientes infantiles, poca adaptabilidad y elevados precios que las vuelven poco accesibles para la mayoría de la población. La propuesta es el desarrollo de prótesis a menor costo gracias a los nuevos materiales y nuevas técnicas de implementación, como es la impresión 3D en específico, además de agregar una propiedad de ensamblaje para volverla útil por más tiempo, reducción el tiempo de reinversión.

Palabras clave: Prótesis, bajo costo, adaptable

ABSTRACT

Nowadays are sell high quality kid's prosthesis, but those has a short useful period (8-14 months) because of fast grown of the patients, low adaptability and high price doing unaffordable for most the people. Our proposal is about the development of a lower price prosthesis with new materials and new implementing techniques, as the 3D printing, and adding a puzzle property to increase the useful time and to reduce the reinvestment time.

KEYWORDS: Prosthesis, low cost, adaptable

1. INTRODUCCIÓN

En este trabajo queremos abordar un problema en específico, la complicación en el desarrollo físico y emocional de un niño por una patología que le haya causado la pérdida de una extremidad, en específico de la pierna. Lo que nos lleva a plantearnos gran parte de los problemas que puede llegar a sufrir un niño por su falta de extremidad.

De por sí es común que algunos niños lleguen a sufrir de alguna clase de desadaptación social por alguna anomalía, bulling como suelen decirle, en estos casos se presenta en un grado mayor no sólo por no parecer "Normal", también por no poder realizar las actividades que la mayoría de los niños realizan, por no poder pertenecer a los grupos de niños que realizan actividades físicas [1].

Todo esto provoca en los niños un alto índice de inseguridad, una alta dependencia hacía algún familiar, etc. Y esto si bien no puede ser solucionado en su totalidad, todavía, por un aditamento lo que proponemos es otorgar un nuevo “juguete”, algo que en vez de remarcar esta anomalía como una deficiencia le otorgue al niño un extra social, algo que lo remarque con un símbolo de superioridad que sirva de complemento, además de que se busca que esto llegue a una mayor cantidad de niños, no sólo a aquellos privilegiados, queremos equiparar las circunstancias de los niños para poder darles más herramientas de desempeño e inserción social y reducir esta disparidad social, atacando la parte económica, social, psicológica y física de estos niños [2].

2. TEORÍA

Actualmente contamos con diversos diseños para una prótesis de extremidades inferiores. La mayoría son a base de metales pesados y estructuras geométricas básicas, pero son de materiales costosos además de que no permiten mucha diversidad, por lo que proponemos el uso de la tecnología de impresión 3D para ofrecer más versatilidad, ya que esta nos permite hacer diversas modificaciones reduciendo la complejidad.

Una impresora 3D consiste en un extrusor, es un sistema capaz de calentar el hilo del material a imprimir, por lo regular plásticos, a la temperatura adecuada e ir colocando gotas de este material en las coordenadas tridimensionales adecuadas. Esta tecnología nos permite hacer diseños más complejos y de diferentes figuras geométricas irregulares reduciendo el desperdicio del material y las limitantes de maquinar un material con diferentes cortadores, herramientas, etc. Este nos permite a su vez usar otra variedad de materiales, con diferentes propiedades, en su mayoría una mayor variedad de plásticos.

Dentro de los nuevos diseños tenemos que tener en cuenta una variedad de factores, empezando por el tipo de diseño, la geometría correcta para los esfuerzos y para la estética del diseño, propiedades del material a usar (Dureza, Flexibilidad, elasticidad, etc.) y las limitantes que pueda tener la técnica que usaremos para que el material elegido se transformará en el diseño elegido.

3. PARTE EXPERIMENTAL

Dentro de la parte experimental primero se realizaron las medidas de nuestro paciente. Como se muestran en la tabla 1:

Tabla 1. Medidas tomadas en cuenta para la realización de la prótesis

Parámetros	Niño
Estatura	1.08 m
Peso	22 Kg
Medida de Talón a Rodilla Pierna derecha	28.8 cm

Medida de Talón a Amputación Pierna Izquierda	22.2 cm
Medida de talón a centro de tobillo Pierna derecha	3.8 cm
Diámetro menor pierna derecha	36cm
Diámetro amputación Pierna Derecha	54 cm
Diámetro de tobillo Pierna derecha	47 cm
Medida de Planta de Pie	16.2 cm

Estas medidas fueron acompañadas con una réplica realizada del muñón del niño, con un molde a base de alginato (Este material es el usado por dentistas para los moldes de las placas dentales) para ser amigable con el paciente. En la figura 1 se muestra cómo se encuentra el paciente y como se realizaron las medidas.



Figura 1. Muestra de las medidas tomadas al paciente

Además de que estas medidas son a base de la comparación con la pierna existente. Con las medidas adecuadas se realizaron los primeros diseños teniendo en cuenta que se utilizaría una impresora 3D, por lo que se decidió intentar ocupar las curvas naturales de la pantorrilla para amortiguar los esfuerzos, por lo que se intentó replicar una pierna izquierda. Se realizaron las comparaciones con los materiales disponibles, para saber cuáles eran las propiedades adecuadas para nuestro diseño, además de realizar diferentes análisis de esfuerzos por software con los materiales propuestos, usando las propiedades mecánicas obtenidas de sus hojas de especificaciones. Se muestran en la tabla 2.

Tabla 2. Propiedades mecánicas de diferentes materiales propuestos

	Densidad	Dureza	Resistencia a la tracción	Módulo de Flexión
PETG	1.27 g/cm ³	101 MPa	73 MPa	2200 MPa
PLA	1.24 g/cm ³	28.1 MPa	145 MPa	1879 MPa
ABS	1.04 g/cm ³	94 MPa	32 MPa	1900 MPa

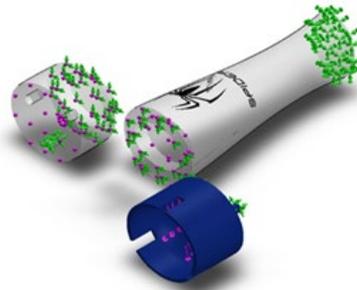


Figura 2. Diseño de la prótesis

En la figura 2 mostramos como es el diseño de la prótesis, esto se hizo gracias a SolidWorks, es un diseño que está dividido en 3 partes las cuales son embonadas y nos permite ir cambiándolas conforme el paciente vaya creciendo.

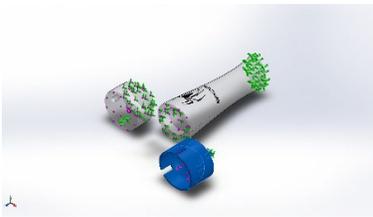
En la Tabla 3 se muestra una comparación que hicimos sobre las propiedades mecánicas de los materiales que pueden ser utilizados para hacer la prótesis.

Tabla 3. Comparativa de las propiedades mecánicas

Sólidos				
Nombre de documento y referencia	Tratado como	Propiedades volumétricas	Ruta al documento/Fecha de modificación	
 MatrizC1	Sólido	Masa:0.0393512 kg Volumen:3.27923e-005 m³ Densidad:1200.01 kg/m³ Peso:0.385642 N	C:\Users\equipo\Documents\respaldo\Mecatronica\protesis\Muñon.SLDPRT Dec 03 23:40:36 2017	
 Cortar-Extruir7	Sólido	Masa:0.209027 kg Volumen:0.000195362 m³ Densidad:1069.95 kg/m³ Peso:2.04847 N	C:\Users\equipo\Documents\respaldo\Mecatronica\protesis\pantorrilla.SLDPRT Dec 03 23:40:35 2017	

Saliente-Extruir2 	Sólido	Masa:0.086033 1 kg Volumen:8.040 76e-005 m³ Densidad:1069. 96 kg/m³ Peso:0.843124 N	C:\Users\equipo\Documents\respaldo\Mecatronica\protesis\socket.SLDPRT Dec 03 23:40:36 2017
--	---------------	--	---

Tabla 4. Características del material de la prótesis

Referencia de modelo	Propiedades	Componentes
	Nombre: PLA Tipo de modelo: Ortotrópico elástico lineal Desconocido Criterio de error predeterminado: Desconocido Límite elástico: 2.06807e+008 N/m² Límite de tracción en x: 4.8e+007 N/m² Módulo de elasticidad en x: 2.119e+009 N/m² Coefficiente de Poisson en xy: 0.3 Densidad: 1200 kg/m³	Sólido 1(MatrizC1)(Muñon -1)
Datos de curva:N/A		
	Nombre: ABS PC Tipo de modelo: Isotrópico elástico lineal Desconocido Criterio de error predeterminado: Desconocido Límite de tracción: 4e+007 N/m² Módulo elástico: 2.41e+009 N/m² Coefficiente de Poisson: 0.3897 Densidad: 1070 kg/m³ Módulo cortante: 8.622e+008 N/m²	Sólido 1(Cortar-Extruir7)(pantorrilla -1), Sólido 1(Saliente-Extruir2)(socket-2)
Datos de curva:N/A		

Una vez analizados los materiales lo que prosiguió, fue la realización de la prótesis, El prototipo que hicimos tiene el socket de PLA, cuerpo de PETG y el pie protésico adquirido en ORTO LAB. Ente sus principales ventajas podemos señalar que fue ensamblada con la posibilidad de adicionar eslabones entre el socket y el cuerpo para adaptar la prótesis cuando el crecimiento del paciente es reducido y aún no amerita el cambio total de una de las partes; en el socket se colocó un elastómero que da mayor confort, ajuste y sujeción de la prótesis con el muñón del infante, el cual también podrá ser sustituido cuando sea necesario. En la figura 3 se muestra como quedo finalmente esta propuesta.



Figura 3. Prototipo de la prótesis

Actualmente, estamos desarrollando el diseño de un pie articulado para la prótesis con diferentes materiales (elastómeros y silicón) y las propiedades mecánicas de amortiguamiento requeridas.

4. CONCLUSIONES

Con los análisis desarrollados podemos concluir que el proyecto es viable para infantes con un peso inferior a los 40Kg, teniendo la ventaja de las geometrías irregulares, por lo que con un poco más de desarrollo y experiencia, además de hacer un análisis más cuantitativo de más materiales y un estudio de diferentes padecimientos o causas de pérdida de extremidades inferiores. Parte de las complicaciones enfrentadas en este proyecto es lo inaccesible que es a algunos datos sobre diseño y sobre padecimientos, además de la poca investigación que hay sobre los crecimientos de las extremidades amputadas o en extremidades afectadas.

En general podemos concluir que con un poco más de tiempo la prótesis puede ser entregada y usada para poder analizar la relación entre el comportamiento esperado y el comportamiento real.

5. BIBLIOGRAFÍA:

- [1]. K. J. C. Ulloa, Construcción de un socket para prótesis de Miembro inferior con amputación transfemoral., Bogotá, 2007.
- [2]. L. E. Contreras, J. A. Tristancho y L. F. Vargas, «Análisis Biomecánico de Marcha Humana a través de técnicas de Modelaje,» Entre Ciencia e Ingeniería, vol. Año 6, n° 12, pp. 29-35, 2012.
- [3]. I. Kapandji, Fisiología Articular, 5° Miembro Inferior ed., vol. 2, Madrid: Panamericana, 2012.
- [4]. F. P. Beer, E. R. Johnston, J. T. DeWolf y D. F. Mazurek, Mecánica de Materiales, Connecticut: McGrawHill, 2010.

- [5]. R. C. Hibbeler, *Mechanics of Materials*, México: Prentice Hall, 2014.
- [6]. S. C. C. R. P. Chapra, *Métodos numéricos para ingenieros*, México: McGrawHill, 2007.
- [7]. D. d. maquinaria, Norton, Robert L., México: McGrawHill, 2005.
- [8]. O. Rahilly, *Anatomía*, México: Interamericana McGrawHill, 1989.
- [9]. Tsiaras, *El Cuerpo Humano*, México: Paidotribo, 2010.
- [10]. «Filament2print,» Julio 2017. [En línea]. Available: <https://filament2print.com/es/copoliesteres-pet/735-petg-smartfil.html>. [Último acceso: 12 noviembre 2017].
- [11]. «Eriks,» [En línea]. Available: <http://solutions-in-plastics.info/nl-be/datasheets/transparante%20kunststoffen/eriks%20-%20petg%20datasheet.pdf>. [Último acceso: 22 noviembre 2017].
- [12]. «polymaker,» [En línea]. Available: http://www.polymaker.com/wp-content/uploads/2015/06/PolyMax-PLA_TDS-v1.pdf. [Último acceso: 22 noviembre 2017].
- [13]. «Blog UTP,» [En línea]. Available: <http://blog.utp.edu.co/lvanegas/files/2011/08/Cap3.pdf>. [Último acceso: 24 noviembre 2017].
- [14]. D. E. V. Vela, «Academia Nacional de MEDicina,» 4 marzo 2015. [En línea]. Available: https://www.anmm.org.mx/actas2015/Acta_SO04032015.pdf. [Último acceso: 25 noviembre 2017].

ANÁLISIS DE LOS ESTUDIOS DE CAMPIMETRÍA HUMPHREY EN PACIENTES DE PRIMERA VEZ, CON EXCAVACIONES DE LAS PAPILAS ÓPTICAS SOSPECHOSAS DE GLAUCOMA

Daniel Neri González ^a, Ana Luz Muñoz Zurita ^b, Cesar Eduardo Hernández Y Del Callejo ^c, Guillermo Muñoz Zurita ^b, Eduardo Tepichin Rodríguez ^d

^a Universidad Politécnica Metropolitana de Puebla, daniel.2015010061@metropoli.edu.mx

^b Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, analuz.muñoz@correo.buap.mx

^c Laser y Ultrasonido Ocular, edherca@prodigy.net.mx

^d Instituto Nacional de Astrofísica, Óptica y Electrónica, Pue. Puebla, tepichin@inaoep.mx

RESUMEN

En este trabajo se analizan los datos de campimetría de pacientes evaluados de primera vez, que se presentaron consulta por padecimientos varios. Al detectar una excavación sospechosa de las papilas ópticas, se les recetó una primera prueba de evaluación de campo visual. El estudio nos permitirá separar los errores debido al manejo de la prueba por parte del Paciente, de los casos en que es importante hacer mínimo una segunda prueba y seguimiento, con la finalidad de descartar un problema mayor. El propósito es aumentar la eficiencia del diagnóstico primario. En nuestro análisis se siguen los criterios estándar reportados en la literatura de validación de la prueba. Se presentan los resultados obtenidos con una base de más de 1000 pacientes de primera vez, que asistieron a consulta en un periodo de 5 años.

Palabras clave: Campímetro Humphery, campimetría, glaucoma

ABSTRACT

In this paper we analyze the campimetry data of patients evaluated for the first time, who were consulted for various conditions. Upon detection of a suspicious excavation of the optical papillae, they were prescribed a first visual field evaluation test. The study will allow us to separate the errors due to the handling of the test by the Patient, of the cases in which it is important to do a minimum of a second test and follow-up, in order to rule out a bigger problem. The purpose is to increase the efficiency of the primary diagnosis. In our analysis, the standard criteria reported in the validation literature of the test are followed. We present the results obtained with a base of more than 1000 first-time patients, who attended the consultation in a period of 5 years.

Keywords: Humphery Campimeter, campimetry, glaucoma

1.- INTRODUCCIÓN

La Organización Mundial de la Salud (OMS 2014), en su publicación “*Ceguera y discapacidad visual*” advierte que las principales causas de ceguera a nivel mundial son: las cataratas no operadas; los errores de refracción no corregidos y el glaucoma.¹

El glaucoma es una enfermedad asintomática en la gran mayoría de la población. La única forma de descubrir al paciente portador de hipertensión ocular radica en la detección de factores de riesgo aunada a una valoración médica de calidad. Esto permite tomar decisión de tratamiento en etapa inicial de la enfermedad, limitando la progresión del daño que trae como consecuencia el desarrollo de glaucoma que impacta de forma importante la calidad de vida del paciente en el aspecto familiar y social limitando su independencia, generando incapacidad y dependencia económica. El factor más importante es el aumento de la presión intraocular, que en condiciones fisiológicas habituales se encuentra entre los 10 y 20 mmHg.²⁻³

La pérdida de la visión en pacientes con glaucoma suele empezar por el campo periférico nasal y en la mayoría los casos de glaucoma incipiente o moderado, es prácticamente silente y asintomático; es en esta fase donde el estudio denominado campimetría computarizada podría proporcionar datos que ayudarían a integrar un diagnóstico oftalmológico incipiente y oportuno tratamiento⁴⁻⁹.

La campimetría computarizada es un conjunto de técnicas dirigidas a explorar y medir la extensión del campo visual del ojo y que aporta información a los oftalmólogos para diagnosticar algunas patologías del globo ocular, de la retina o del nervio óptico⁴⁻⁹.

Una técnica ampliamente utilizada es la perimetral automatizada estática (PAE), que puede realizarse con el analizador de campos Humphrey o el perímetro Octopus. La ventaja es que por ser automatizados permiten una mayor reproducibilidad en pruebas recurrentes y menor dependencia de la experiencia del técnico que la realiza. Tiene la desventaja de evaluar habitualmente los 24 ó 30 grados centrales y requerir mucha atención y colaboración del examinado. Si se programa un examen de campo visual central y periférico, se transforma en estudio prolongado, que fatiga al paciente, con resultados no interpretables dado el gran número de respuestas falsas positivas o falsas negativas⁶.

Motivo por lo cual el presente trabajo de investigación se propuso analizar los estudios de campimetría Humphrey en pacientes de primera vez, con excavaciones de las papilas ópticas sospechosas de Glaucoma.

2. MATERIAL Y MÉTODO

El diseño del presente estudio fue de tipo retrospectivo, transversal, descriptivo, observacional y Unicentrico. El estudio fue realizado en el periodo de 2012-2017 la estrategia de trabajo se enfocó en la búsqueda y recolección de datos en los expedientes clínicos de los pacientes de primera vez que cursaban con excavaciones de las papilas ópticas sospechosas de Glaucoma, utilizando un Campímetro Humphrey field analyser, modelo 745 i, Zeiss. El tamaño de la muestra fue dado por el número total de expedientes que contaban con diagnóstico de excavaciones de las papilas ópticas sospechosas de Glaucoma, en el periodo de estudio establecido, siendo un total de 1328 pacientes analizados.

El criterio de inclusión fue la detección por inspección directa de un incremento mayor del 30% de la excavación fisiológica de la cabeza del nervio óptico. Del total de pacientes, se excluyeron aquellas pruebas que presentaron principalmente las siguientes características:

- 1) Pérdidas de fijación: mayores al 30%
- 2) Falsos positivos y Falsos negativos: mayores al 21%
- 3) Duración de la prueba: tiempo mayor a 11:00.

3.- METODOLOGÍA

Para poder hacer el análisis de la información obtenida de los resultados de análisis clínicos de campimetría, el reporte que entrega el Campímetro Humphrey field analyser, modelo 745 i, Zeiss, se dividió en 10 zonas, las cuales son: zona 1: Datos generales / RX, zona 2: Pérdidas de fijación, zona 3: Valores crudos, zona 4: Patrón y profundidad de defecto del campo visual, zona 5: Esquema numérico de desviación total, zona 6: Esquema de probabilidad de desviación total, zona 7: Esquema numérico de desviación de patrón, zona 8: Esquema de probabilidad de desviación de patrón, zona 9: Índices globales y zona 10: PHG y VFI.

Las zonas anteriormente mencionadas brindan información relevante a los especialistas ya que da información del comportamiento del campo visual del paciente. Las zonas que en realidad nos interesan para ingresarlas a la base de datos son las siguientes: zona 1: Datos generales / RX, zona 2: Pérdidas de fijación, zona 9: Índices globales y zona 10: PHG y VFI.

Ya que estas zonas son las que tienen los datos que más nos interesan para poder realizar un análisis estadístico de los mismos. Para lograrlo estas zonas se dividieron en 13 sub zonas, las cuales se mencionan a continuación: sub zona 1: Sexo del paciente (se define por su nombre), sub zona 2: Edad del paciente, sub zona 3: Ojo analizado (se define por el ojo izquierdo "I" o el ojo derecho "D"), sub zona 4: Errores falsos positivos, sub zona 5: Errores falsos negativos, sub zona 6: Duración de la prueba, sub zona 7: Duración de la prueba, sub zona 8: Reporte de PHG, sub zona 9: VFI, sub zona 10: Evaluación del campo visual desviación estándar media (DSM), sub zona 11: Evaluación del campo visual con la desviación media (DM), sub zona 12: Pérdidas de fijación y sub zona 13: Año en que se realizó el análisis.

Cabe mencionar que cada una de estas subzonas es una columna de la base de datos, trabajada en Excel, generando así tablas y graficas que se actualizan de manera inmediata cada vez que el usuario ingresa nuevos datos.

4- RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Una vez que se tenían ingresados los 1328 expedientes, se procedió a eliminar los elementos que sobrepasaban los tres criterios de exclusión, mencionados anteriormente.

El primer criterio de exclusión considerado fue el de porcentaje de falsos positivos y falsos negativos respectivamente. Tal y como se mencionó, se descartaron los casos de más del 21%. Los expedientes que eliminados ascendieron a 598. La distribución de los restantes datos incluidos en este análisis se muestra en las Figura 1. La gráfica 1a) muestra los falsos positivos que se incluyeron, mientras que la gráfica 1b) muestra los falsos negativos tomados en cuenta.



Figura 1. Datos no eliminados para a) falsos positivos y b) falsos negativos

Al realizar la respectiva eliminación de los datos que cumplieron con los criterios de exclusión, resultó en una base de datos de 730 datos útiles. La Figura 2 muestra la base de trabajo resultante separada por género.

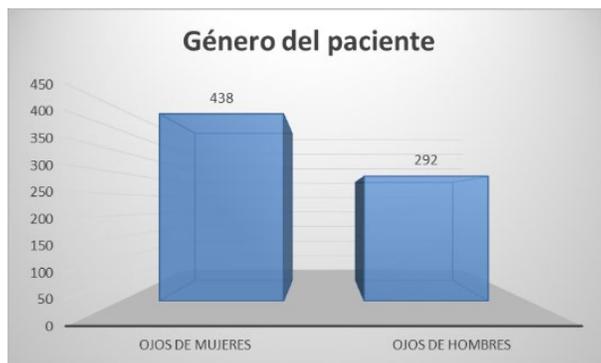


Figura 2. Sexo del paciente

Para nosotros resultó de especial interés saber las edades de los pacientes que presentaron una prueba válida de campimetría. Dicha distribución se muestra en la Figura 3. Cabe notar que tal y como se esperaba, la mayor concentración se da en pacientes de 40 a 70 años; sin embargo, notamos una gran cantidad de pacientes jóvenes con algún grado de glaucoma. En particular es de notar la presencia de pacientes menores de 20 años.

Aunque típicamente no está indicada una prueba en pacientes de menos de 30 años, los resultados obtenidos nos permiten sugerir que es conveniente hacer pruebas campimétrías en pacientes jóvenes, para evitar problemas de ceguera juvenil.

Otro resultado esperado es que se tiene una distribución casi al 50% de ojos derechos e izquierdos, tal y como se muestra en la Figura 4.

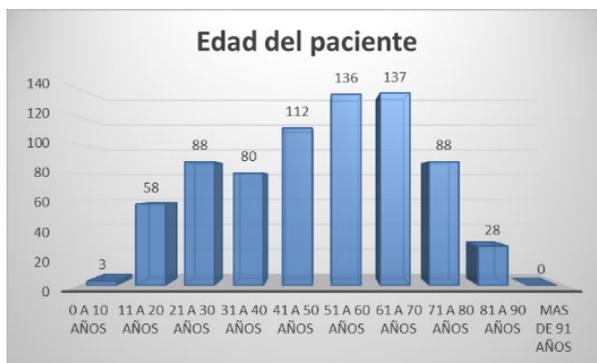


Figura 3. Edad del paciente



Figura 4. Ojos analizados

Como primer resultado interesante es que tomando en cuenta el reporte de PHG: Prueba de hemicampo de glaucoma, se tiene que, de los 730 ojos considerativos, tenemos 284 datos dentro de los límites normales, 315 datos fuera de los límites normales, 110 datos de caso dudoso, 10 datos de caso dudoso / reducción general, sensibilidad 11 datos de reducción general de sensibilidad y 0 datos de sensibilidad anormalmente alta. Lo que significa en forma directa que 446 casos son susceptibles de enviar seguimiento; lo que representa el 61% de los ojos analizado; tal y como se muestra en la Figura 8.



Figura 2. Reporte de PHG

Adicionalmente, la evaluación del daño en el campo visual, por medio de sus índices, DM (desviación media) y DSM (desviación estándar media) de acuerdo a la guía de la Asociación Mexicana de Glaucoma, arrojan los datos mostrados en las figuras 9 y 10

respectivamente. Y finalmente, el resultado para el índice del campo visual VFI, se muestra en la Figura 11.

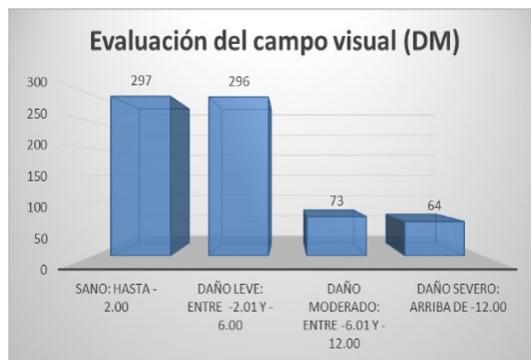


Figura 9. Evaluación del campo visual; desviación media (DM)

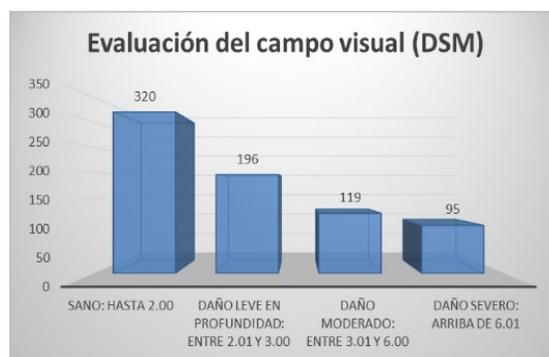


Figura 10 Evaluación del campo visual; desviación estándar media (DSM)

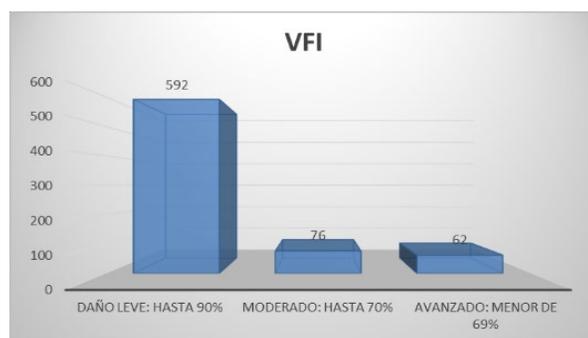


Figura 11. Índice del campo visual VFI

De los resultados obtenidos notamos que en primer lugar que el 55% de los pacientes evaluados fueron excluidos; principalmente por falsos positivos y falsos negativos. Situación que nos hace suponer falta de atención al realizar la prueba. En todo caso, estos pacientes tendrían que repetir la prueba. Del restante 45% de pacientes que fueron incluidos (730 pacientes), el 30 % son menores de 40 años.

Por otro lado, y tomando en cuenta Evaluación del campo visual con la desviación estándar (DM) (Fig. 9) y la desviación estándar media (DMS) (Figura 10), 42% promedio resultaron sanos; lo que implica que no es necesario hacer un seguimiento. El procedimiento seguido

en la práctica clínica permitió identificar a 423 pacientes susceptibles de una segunda prueba; corroborando la validez de la propuesta de la práctica clínica adoptada.

5.- CONCLUSIONES

Tomando en cuenta que se analizaron datos estadísticos de campimetrías de primer examen, el estudio retrospectivo realizado demuestra que más del 50% de los pacientes evaluados debieron haberse sometido al estudio de campo visual sugerido en la evaluación clínica de fondo de ojo. Este resultado refuerza lo acertado del procedimiento de evaluación adoptada en la práctica clínica.

6.- REFERENCIAS

- [1] WHO, “Ceguera y discapacidad visual”, <http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/blindness-and-visual-impairment>
- [2] Katherine Estefanía Estrada Luna, “Relación de la campimetría visual computarizada y la tomografía de coherencia óptica en pacientes diagnosticados de glaucoma en la clínica santa lucia en el periodo de 2014 propuesta: diseño y elaboración de un cd interactivo de los exámenes de electrodiagnóstico para la detección de glaucoma dirigido a los estudiantes del instituto tecnológico superior cordillera” <http://www.dspace.cordillera.edu.ec/handle/123456789/506>
- [3] ¿Qué es el Glaucoma?, <https://www.glaucoma.org/es/que-es-el-glaucoma.php>
- [4] Campimetría o Campo Visual, <https://www.icoftalmologia.es/es/tecnologias-de-diagnostico-y-tratamiento/campimetria-campo-visual/>
- [5] El examen del campo visual. (s.f.). En Gaceta Óptica 308 (págs. 39 - 42). García, R. (12 de junio de 2012). <https://cuidatuvista.com/campimetria-y-campo-visual/>
- [6] Sanchez, J. J. (18 de Marzo de 2013). Información de Ópticas. Campimetría Visual: Pruebas: <https://www.informacionopticas.com/campimetria-visual-pruebas/>
- [7] Dr. Francisco Javier Goñi^{1,2} Dra. Mercè Guarro² 1: I.M.O. (Instituto de Microcirugía Ocular) 2: S.I.O.V.O. (Hospital de Granollers, Hospital de Mollet, Hospital de Sant Celon DIAGNÓSTICO A TIEMPO DEL GLAUCOMA: EVALUACIÓN DEL CAMPO VISUAL <https://coibilbao.com/wp-content/uploads/2014/02/TTO-3D-Diagnostico-precoz.pdf>
- [8] Medrano Muñoz, S. M. (2007, junio 1). Fundamentos de campo visual. Ciencia Y Tecnología Para La Salud Visual Y Ocular, (8), 85-92. <https://doi.org/10.19052/sv.1533>
- [9] Carmona. (17 de febrero de 2014). Cómo interpretar correctamente una campimetría. <http://areaprofesional.blogspot.com/2011/07/blog-post.html>

COMPARACIÓN DE RESISTENCIA A LA FRACTURA DE ÓRGANOS DENTARIOS INCISIVOS INFERIORES CON ACCESOS ENDODÓNTICOS: CONVENCIONAL, MÍNIMAMENTE INVASIVO E INCISAL POR PRUEBA UNIVERSAL DE COMPRESIÓN Y METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN APLICANDO ANÁLISIS POR ELEMENTO FINITO

Rosario Jiménez Flores^a, Alfonso Reyes Méndez^b, Juan Manuel Jiménez Rodríguez^b, Ana Luz Muñoz Zurita^b, R.C. Ambrosio Lázaro^b, J. Flores Méndez^b

^aFacultad de Estomatología-Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México, s.h.on@hotmail.com

^bFacultad de Ciencias de la Electrónica-Benemérita Universidad Autónoma de Puebla, México, poncho_o@hotmail.com, jm.jimenez.rodriguez@hotmail.com, anniezurita@gmail.com, roberto.ambrosio@correo.buap.mx, xavier_snk@hotmail.com

RESUMEN

En el presente trabajo se utiliza una máquina de prueba universal de tensión/compresión y el análisis por elemento finito, para aplicar una carga a compresión y estudiar el comportamiento mecánico a través del eje longitudinal y paredes de un órgano dentario (incisivo inferior) con un diseño de acceso endodóntico convencional, mínimamente invasivo e incisal con el objetivo de determinar cuál de estos diseños soporta una mayor carga incisal (carga a compresión que surgen de la función masticatoria cuando un diente superior incide con el diente antagonista inferior) y definir las zonas de concentración de esfuerzos y deformaciones que proporcionen una idea de la forma en que fallará la pieza dentaria. Se identifica que el diseño de acceso endodóntico incisal presenta mayor resistencia a la fractura y deformación por carga compresiva.

Palabras clave: Resistencia a la fractura, órgano dentario, análisis por elemento finito.

ABSTRACT

In the present work a universal tensile/compression test machine and finite element analysis are used for to apply a compressive load and to study the mechanical behavior through the longitudinal axis and walls of a dental organ (lower incisor) with a conventional, minimally invasive and incisal endodontic access design with the objective of determining which of these designs supports a higher incisal load (compressive load arising from the masticatory function when an upper tooth impinges with the lower antagonist tooth) and define the areas of concentration of stresses and deformations that provide an idea of how the tooth will fail. It is identified that the design of incisal endodontic access presents greater resistance to the fracture and deformation by compressive load.

Key words: Resistance to fracture, dental organ, analysis by finite element.

1. INTRODUCCIÓN

El acceso endodóntico es la principal maniobra para realizar un tratamiento que permite la entrada al sistema de conductos radiculares para su preparación químico-mecánica, así como, la obturación de dicho sistema de conductos. Los accesos extensos, comprometen la estructura dentaria, debilitando el órgano dentario con el riesgo de presentar fractura. Un acceso en un diente incisivo, a 45° y luego a 90° facilita un efecto de cuña sobre el diente involucrado. Aunado a un acceso de mayores dimensiones, la rehabilitación requiere de preparaciones extensas y materiales más invasivos por lo que la restauración ya no será conservadora, su costo se elevará por la necesidad de un elemento rector y en ocasiones de una corona total, además una restauración directa rígida, entre más grande el acceso, favorece a la fractura del diente. La rigidez de las aleaciones metálicas de los instrumentos rotatorios endodónticos, y su gran masa de la sección transversal, favorecía que estos instrumentos se rompieran (separación), lo que implicó la necesidad de hacer los accesos más grandes, libres de retenciones para evitar la fatiga de los instrumentos [1-3]. No existen estudios previos acerca de la resistencia a la fractura o de la distribución de fuerzas en la estructura remanente en dientes incisivos inferiores con distintos diseños de accesos; convencionales, mínimamente invasivos e incisales. Recientemente se ha empleado el uso de MEF (Método del elemento Finito) en el área odontológica, mediante pruebas aplicadas a materiales e instrumental dental, proporcionando confiabilidad en los resultados obtenidos ya que se reproducen las características físicas del objeto, así como de las fuerzas; compresivas y direccionales que sufre dicho objeto en la realidad [4-7]. No se han registrado estudios que determinen la distribución de fuerzas ya sea por medio de un software o de algún modelo físico de aplicación de fuerzas, con máquinas universales de pruebas en un órgano dentario que será tratado endodónticamente con un acceso cameral previo. Los resultados del presente estudio comprueban, que el remanente dentinario está asociado a la producción de fracturas dentarias y que el diseño del acceso endodóntico y los puntos críticos de abordaje debilitan la estructura dental, por lo tanto, es importante identificar el diseño de acceso endodóntico que presente mayor resistencia a la fractura y deformación.

2. METODOLOGÍA

La presente investigación tiene por objeto determinar la resistencia a la fractura de accesos endodónticos convencionales, mínimamente invasivos e incisales, el estudio se llevó a cabo in-vitro con una población de 24 órganos dentarios incisivos inferiores con indicación de extracción a los que se les realizó dichos accesos (Fig. 1). Se utilizaron 8 órganos dentarios para cada tipo de acceso.



Figura 1. Órganos dentarios incisivos inferiores

Los datos geométricos se recolectaron ex-profeso, que consiste en una tabla de mediciones de longitudes y anchos de los órganos dentarios incluidos en cada tipo de acceso, donde se obtuvieron promedios de medidas para cada grupo experimental (Tabla 1).

Tabla 1. Promedio de longitud, ancho y espesor de los órganos dentarios incluidos por grupo experimental

ACCESO ENDODÓNTICO	PROMEDIO			
	Longitud corono-apical (mm)	Longitud mesio-distal (mm)	Máximo espesor-Cervical (mm)	Máximo espesor-Incisal (mm)
Convencional	20.95	6.19	6.50	2.51
Mínimamente Invasivo	20.24	4.99	5.817	1.75
Incisal	21.82	5.9	6.54	2.62

Los órganos dentarios incisivos inferiores se colocaron en un molde diseñado con Polivinil-Siloxano, donde se llenaron de acrílico hasta la unión cemento-esmalte, para su posterior colocación en la máquina de prueba universal a compresión [8,9], las pruebas se realizaron para una carga a velocidad de $1\text{cm} \times 1\text{min}$, con una angulación de muestras a 30° , ver Fig. 2.

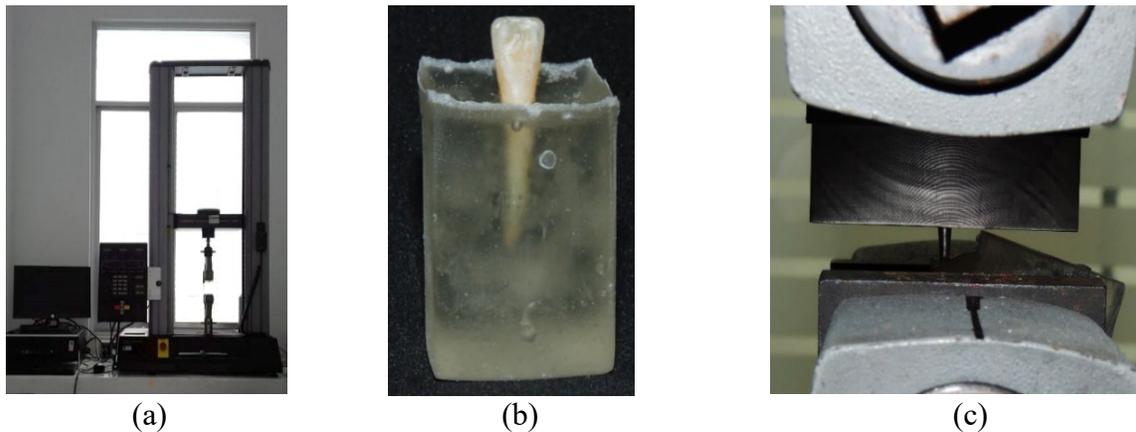
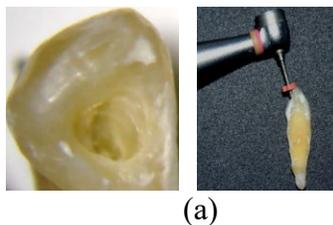


Figura 2. Montaje para el ensayo a compresión de órganos dentarios.

En la Fig. 3(a)-(d) se observa la forma de la cavidad de las muestras para cada acceso endodóntico, posteriormente se restauraron con resina compuesta, marca Filtek Z250 color A3, siguiendo la técnica de fotopolimerización de contracción guiada.



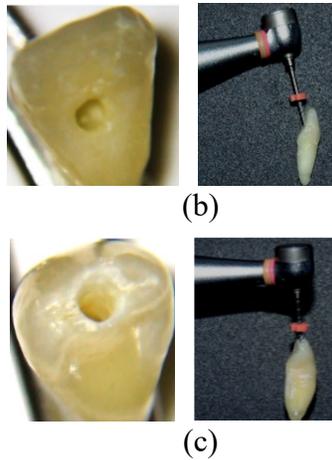


Figura 3. Acceso endodóntico convencional (a), mínimamente invasivo (b) e incisal (c)

3. RESULTADOS

Los resultados de los ensayos a compresión para cada acceso endodóntico se muestran en la Fig. 4. En la tabla 2 se establecen los promedios de los valores máximos de fuerza y desplazamiento para cada grupo experimental a los cuales sucedió la fractura.

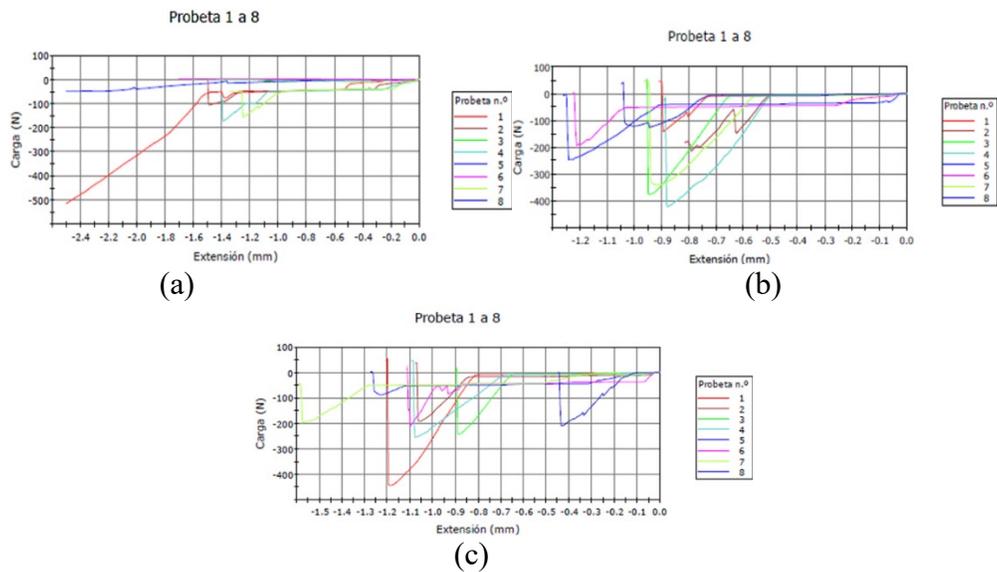


Figura 4. Resultados de los ensayos a compresión para 8 órganos dentarios de accesos endodónticos convencional (a), mínimamente invasivo (b) e incisal (c)

Tabla 2. Promedio de los valores máximos a la fractura de fuerza y desplazamiento para cada grupo experimental.

ACCESO ENDODÓNTICO	PROMEDIO	
	Fuerza Máxima (N)	Desplazamiento Máximo (mm)
Convencional	232.22	1.37
Mínimamente Invasivo	229.25	1.12
Incisal	256.73	1.11

Para establecer una metodología de pruebas no destructivas en piezas dentarias se diseñó un modelo tridimensional con las medidas promedio de cada acceso endodóntico. La dentina constituye la mayor parte de la estructura dental y sus propiedades son determinantes en casi todos los procedimientos de odontología restauradora [10], su módulo de elasticidad y coeficiente de Poisson son: 18600 MPa y 0.31, respectivamente. Para la resina compuesta, módulo de elasticidad: 16600 MPa y coeficiente de Poisson: 0.24. Dicho modelo en CAD y propiedades mecánicas serán empleados en el modelado y simulación por elemento finito computacional. Utilizando una malla tetraédrica fina de aristas curvas en el software de diseño CATIA V.5 R21 y los valores máximos de fuerza de la Tabla 2, se obtiene la distribución y concentración de esfuerzos para cada grupo experimental, además de los valores y ubicación geométrica de la deformación (Fig. 5-6).

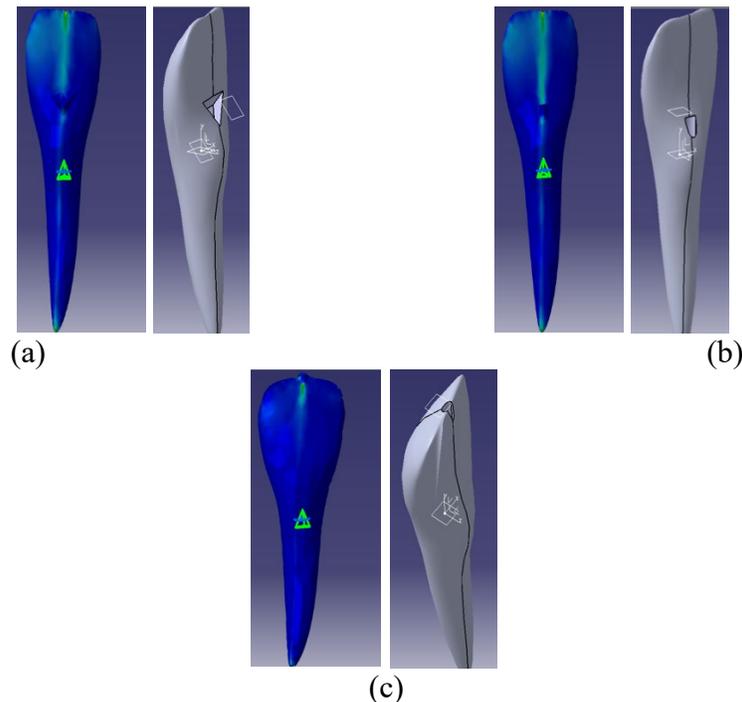


Figura 5. Modelado y simulación de los valores y distribución de esfuerzos para los accesos endodónticos convencional (a), mínimamente invasivo (b) e incisal (c)

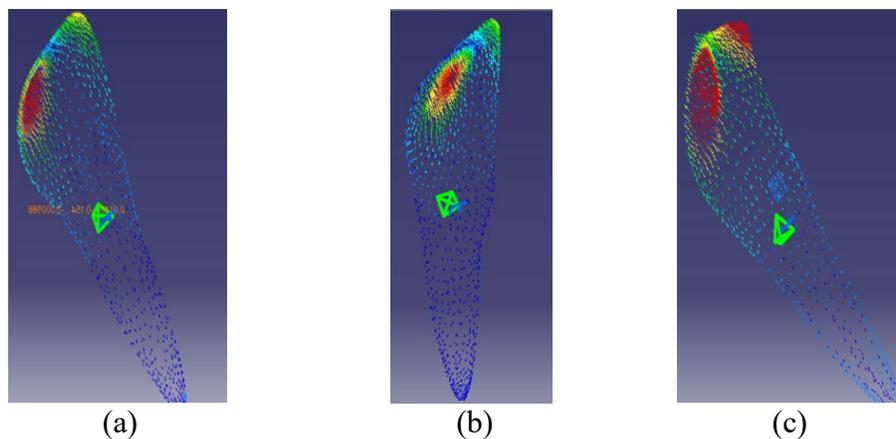


Figura 6. Modelado y simulación de los valores y distribución de deformación para los accesos endodónticos convencional (a), mínimamente invasivo (b) e incisal (c)

En la Tabla 3 se presentan los resultados obtenidos por modelado y simulación mediante elemento finito computacional de cada grupo experimental.

Tabla 3. Valores máximos de esfuerzo y desplazamiento para cada grupo experimental.

ACCESO ENDODÓNTICO	PROMEDIO	
	Esfuerzo Máximo (GPa)	Desplazamiento Máximo (mm)
Convencional	69.70	1.788
Mínimamente Invasivo	74.70	1.773
Incisal	165.80	1.720

Las ventajas del modelado y simulación en mecánica computacional es la de observar las zonas con mayor concentración y la distribución de esfuerzos y desplazamientos, los cuales dan una idea de la tendencia de ruptura (fractura) de la pieza dentaria. Como pudo observarse, los resultados por elemento finito se validan experimentalmente con los valores del desplazamiento proporcionados por el ensayo de compresión. Uno de los objetivos de los accesos endodónticos, incluye conseguir un acceso en línea recta hasta el foramen apical o hasta la curvatura inicial del conducto, de esta manera se consigue una irrigación, conformación, limpieza completa y una correcta obturación para conservar la estructura dental sana.

4. CONCLUSIONES

El grupo de acceso convencional, presenta una resistencia de carga de fractura intermedia de 232.22 N con una concentración de esfuerzos más baja, respecto a los otros dos accesos. El análisis por elemento finito, pronostica una deformación máxima de 1.788 mm y un patrón de concentración de esfuerzo por debajo de la unión cemento-esmalte, traduciéndose en una fractura desfavorable para una posible rehabilitación post-fractura, la validación por medio de FEA, coincide con las evidencias fotográficas y radiográficas del Anexo 1. Por lo tanto, este tipo de diseño de acceso es el que compromete desfavorablemente la estructura dentaria remanente, condenándola a la extracción después de sufrir una fractura, sin posibilidad de rehabilitación. Cabe señalar, que en este tipo de acceso no se forzan los instrumentos endodónticos, la limpieza y desinfección es facilitada por las amplias dimensiones del acceso.

Por otra parte, el grupo de accesos mínimamente invasivos presentó menor resistencia de carga a la fractura (229.25 N), aunque la concentración de esfuerzos es intermedia respecto a los accesos incisal y convencional. Este tipo de accesos presenta ciertas limitaciones en su diseño, ya que el abordaje al sistema de conductos es reducido, los instrumentos endodónticos sufren esfuerzo y deformación, el intercambio de los irrigantes es insuficiente, por lo que una limpieza y desinfección se ven comprometidas. La obturación por medio de una técnica de compactación vertical también se dificulta, por el espacio reducido para realizar una adecuada compactación. El análisis por MEF, proporciona una deformación de 1.773 mm y un patrón de concentración de esfuerzo limitado a la unión cemento-esmalte, representando un patrón de fractura en forma de “V” (el cual coincide con las evidencias del Anexo 1),

favorable para una rehabilitación post-fractura, aunque involucre tratamientos restauradores adicionales.

Finalmente, el grupo de accesos incisales fue el que presentó mayor resistencia a la carga de fractura, con un valor de 256.73 N, por consiguiente una mayor concentración de esfuerzo, comparado con los accesos mínimamente invasivos y convencionales. El acceso incisal, permite un abordaje paralelo al eje longitudinal del órgano dentario, evita la torsión, deformación y esfuerzo mecánico de los instrumentos endodónticos. La irrigación y desinfección es efectiva, debido a que la aguja de irrigación alcanza una longitud ideal para el intercambio del irrigante, la obturación por medio de técnica de compactación vertical no presenta complicaciones. El análisis por MEF, proporciona el comportamiento máximo de deformación de 1.720 mm, la deformación es uniforme, distribuida hacia la raíz del órgano dentario, absorbiendo las cargas equitativamente por el eje longitudinal del órgano dentario y tejidos periodontales adyacentes (ligamento periodontal y hueso alveolar), protegiendo al diente de una fractura desfavorable. El patrón de distribución de esfuerzos se distribuye hacia ambos ángulos incisales de las caras proximales, resultando en un patrón de fractura oblicuo en tallo, limitándose a la corona y protegiendo la proporción radicular, lo cual se valida con las pruebas experimentales del Anexo 1.

Se puede resumir que no solo es importante la resistencia a la carga que soportan los órganos dentarios a la fractura, sino también la distribución de esfuerzo y deformaciones que definen un probable patrón de fractura para poder realizar una rehabilitación post-fractura. De los análisis anteriores se concluye que el acceso incisal es el que mejor protege al órgano dentario con un mejor pronóstico para una rehabilitación post-fractura.

ANEXO 1

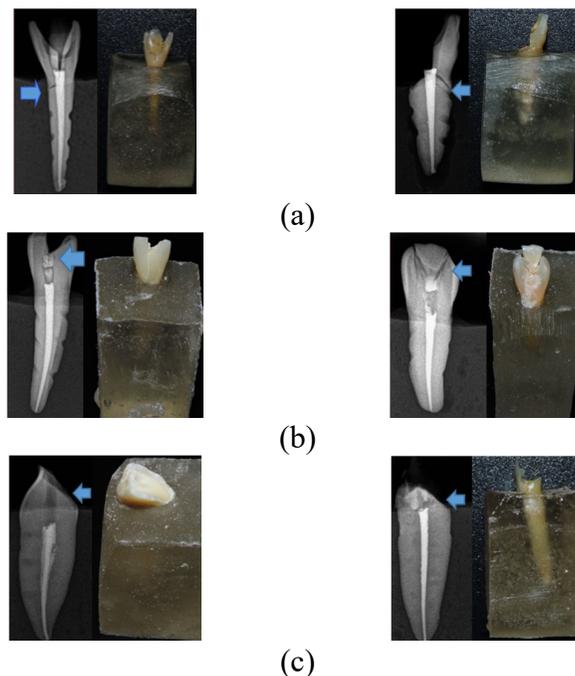


Figura A.1. Radiografías de las pruebas destructivas (fractura) en órganos dentarios incisivos inferiores por carga a compresión con accesos endodónticos convencional (a), mínimamente invasivo (b) e incisal (c)

4. REFERENCIAS

- [1]. Clark D. Las nuevas formas de acceso endodóntico, *Dental Tribune Hispanic & Latin America*, Vol. 9(11), 2012.
- [2]. Ingle, John I. *Endodóncia*. 5 ed. Ed. McGraw Hill Interamericana. México, 2002.
- [3]. Vire D.E. Failure of endodontically treated teeth: clasification and evaluation. *Journal of Endodontics*, Vol. 17 (7), 1991.
- [4]. Ho M., Lee S. Three dimensional finite element analysis of the effects of post on stress distribution in dentin. *J. Prosthet Dent*, Vol. 72(4), 1994.
- [5]. Mantilla F. y Malaga J. Distribution of strains by finite element analysis in directly and indirectly restored teeth after endodontic treatment. *Kiru*, Vol. 4(1), 2008.
- [6]. Coelho P.G, Calamia C., Harsono M., Thompson V.P., Silva N.R. Laboratory and FEA evaluation of dentin-to-composite bonding as a function Finite element analysis, *Indian J Dent Res.*, Vol. 24(10), 2008.
- [7]. Bilan M., Wailld N. Finite element stress analysis of endodontically treated teeth restored by prefabricated post. *Int. J. Bagh College Dentistry*. Vol. 17(3), 2005.
- [8]. Crespo Barahona M. E., et al. In vitro comparison of resistance to compressive forces of healthy teeth, with direct endodontics and reconstruction; and rehabilitated with a dental fiberglass posts cylindrical through the universal testing machine. *Revista Odonto-Investigación*, 2015.
- [9]. Vallejo M., Maya C., Martínez N. Resistencia a la fractura de dientes con raíces debilitadas usando postes con y sin relleno radicular. *Revista Odontológica Mexicana*, Vol. 19(3), 2015.
- [10]. [10] Fuentes Fuentes Ma.V., *Propiedades mecánicas de la dentina humana*, *Avances en Odontoestomatología*, Vol. 20 (2), 2004.

BAUMANÓMETRO DIGITAL CON COMUNICACIÓN REMOTA PARA ADQUISICIÓN, CAPTURA Y VISUALIZACIÓN DE DATOS

Romina Llanes Cárdenas, Emiliano Fernández Carranza, Adán Fernando Díaz Hernández, Antonio Sánchez Uresti, Mario Daniel Ramos Cuevas

Centro de Ingeniería Biomédica, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Nuevo León. daniel.ramoscv@gmail.com

RESUMEN

La medición de tensión arterial es uno de los procedimientos más realizados diariamente tanto en consultas médicas como en hospitales de cualquier nivel de atención, siendo éste esencial para la valoración de primera instancia de los pacientes. El desarrollo tecnológico propuesto consiste en un baumanómetro automático que contará con conexión remota integrada a una base de datos, esto con el fin de recolectar los datos obtenidos en cada toma. Esta información almacenada puede ser visualizada por web o una aplicación, la cual fue diseñada específicamente para la organización y fácil acceso de los datos. Con la implementación de este proyecto pretendemos conseguir muchos beneficios y mejoras en la eficiencia del servicio de salud en todo tipo de instituciones desde primer hasta tercer nivel. Al implementar este servicio el seguimiento de los pacientes será óptimo para su correcto control de comorbilidades y disminución de complicaciones crónicas.

Palabras clave: Baumanómetro digital; comunicación remota; Medicina 4.0; Internet de las cosas

SUMMARY

The measurement of blood pressure is one of the most performed procedures daily in both medical consultations and hospitals of any level of care, being essential for the assessment of first instance of patients. The proposed technological development consists of an automatic baumanometer that will have a remote connection integrated into a database, this in order to collect the data obtained in each shot. This stored information can be visualized by web or an application, which was designed specifically for the organization and easy access of the data. With the implementation of this project we intend to achieve many benefits and improvements in the efficiency of the health service in all types of institutions from first to third level. When implementing this service, patient follow-up will be optimal for correct control of comorbidities and reduction of chronic complications.

Key words: Digital bamanometer, remote communication, Medicine 4.0, Internet of things

1. INTRODUCCIÓN

La medición de la tensión arterial es una técnica muy reiterada en cualquier contacto con un personal de salud, siendo además un procedimiento que aporta datos imprescindibles de la integridad del sistema cardiovascular del paciente¹. Además, la alta prevalencia de enfermedades cardiovasculares tales como Hipertensión Arterial Sistémica han llevado a que gran parte de la población con estos padecimientos sea poseedor de aparatos medidores de tensión arterial en sus casas². Sin embargo, la falta de registro de valores por parte del paciente puede llevar a tener una valoración inexacta y por lo tanto prescribir tratamientos equivocados por parte del médico. Hoy en día existe gran variedad de esfigmomanómetros de distintas características, automáticos, semiautomáticos e incluso aquellos que cuentan con un sistema de registro interno de datos que después pueden exportarse a una computadora³ pero esto requiere que el paciente cada vez que quiera revisar sus registros, o cada vez que vaya a su cita con su médico tenga que exportar los datos, y esto pudiera llevar a que el paciente no lo realice todas las veces necesarias.

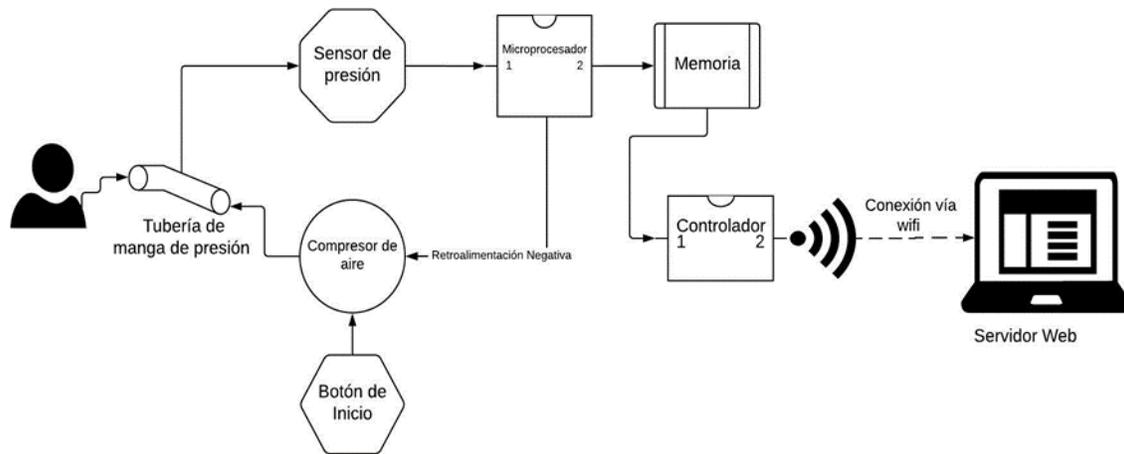
2. TEORÍA

Por lo anterior es que nace el presente trabajo, con la intención de culminar con un baumanómetro que cuente con un sistema que se enlace automáticamente, por medio de wifi, a la red y registre cada una de las valoraciones que haga el paciente en su casa, de esta manera también estaríamos integrando nuestro proyecto al nuevo mundo del Internet de las cosas (IoT), donde cada objeto tiene una identidad virtual propia y capacidad potencial para comunicarse de manera independiente en la Red con cualquier otro individuo o dispositivo⁴. De esta manera no solo se contaría con el simple registro de cada uno de los valores, sino también el médico podrá observar gráficas que muestren y simplifiquen la interpretación de los registros, pudiendo analizar más sencillamente la evolución y comportamiento del paciente ante tratamientos y así poder identificar variabilidad en la tensión arterial a lo largo del día y, de esta manera, no solo contar con la referencia de la medición al momento de estar en el consultorio y poder tomar acciones para evitarlas ya que se sabe que dicha variabilidad es un factor de riesgo para enfermedades cardiovasculares⁵. También con este tipo de método se podría identificar la “hipertensión de bata blanca” o la llamada “hipertensión enmascarada”, ambas siendo factores de mal pronóstico en pacientes con hipertensión arterial⁵. El objetivo principal de este proyecto es el de mejorar la calidad de la atención médica y poder brindar tratamientos más individuales y específicos para cada paciente.

3. PARTE EXPERIMENTAL

El dispositivo aquí planteado se basa en un baumanómetro digital de la marca Microlife y el modelo utilizado es BP A100⁶ el cual se encuentra validado por la BHS - British Hypertension Society, European Society of Hypertension y German Hypertension Society⁷, asegurándonos que los datos arrojados por el mismo son verdaderos y seguros, decidimos que en vez de fabricar un baumanómetro automático nosotros mismos era más factible y confiable utilizar uno que ya se encontrara comercializado y validado internacionalmente para que la presente investigación no presente sesgos en la información sobre cada toma de presión que realizáramos, por esto mismo el método empleado para obtener la información

fue capturando a partir de la memoria EEPROM del mismo baumanometro, el modelo de esta memoria es GT24C16 de la marca Giantech Engineering es una memoria EEPROM de 16K bits con protocolo de comunicación i2c y se interceptó la información de los pines 5 SDA y 6 SCL⁸, los datos que el dispositivo genera se envían a la memoria, utilizamos un procesador marca ATMEL como un analizador lógico para recibir la información e interpretar estos datos; los datos que recogemos son fecha, hora, presión sistólica, presión diastólica, pulso cardiaco y número de memoria, después estos datos son enviados al servidor para poder acceder remotamente a las tomas que se realizan en el dispositivo.



4. CONCLUSIONES

Debido a la alta prevalencia de enfermedades coronarias, afecciones vasculares y enfermedades crónicas, los médicos hoy en día siempre están evolucionando en métodos diagnósticos que sean rápidos y nos den información correcta acerca de los pacientes, de esto trata la presente investigación, tratar de optimizar un procedimiento que pasa tan comúnmente en la práctica médica diaria, confiamos en que la implementación de este prototipo mejorará el trato, atención, seguimiento y tratamiento de los pacientes que reciben atención médica tanto con un médico de primer contacto como con un especialista. Creemos firmemente que la utilización de baumanómetro digital con conexión inalámbrica les facilitará la vida diaria a los pacientes, ya que al utilizarlo no tendrán que recordar ellos mismos cada dato recolectado en las tomas que tengan que realizar y la información que su médico reciba sobre su presión arterial será precisa y no podrá ser modificada por el mismo paciente a la hora de recolectarla, todo esto de tratar la enfermedad que padezca cada individuo de la forma más adecuada posible.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Cuesta Zambrana, Andrés, Medición de la tensión arterial. Errores más comunes. Alicante, Consejo de Enfermería de la Comunidad Valenciana, s.a. [2001]

- [2] Ochoa, MR. (2017, 1 de mayo). BAUMANOMETROS. REVISTA DEL CONSUMIDOR. Recuperado de:
https://issuu.com/profeco/docs/edicio__n_nu__mero_483_mayo_2017
- [3] Iglesias Bonilla P, Lapetra Peralta J. Automedida de Presion arterial (AMPA). Medicina de familia (And) 2001, 3: 253-258.
- [4] Everlet, A., y Pastor, J. (2013). CONSTRUYENDO UN PROYECTO DE IOT. CARRIOTS, (4). Recuperado de :https://www.carriots.com/newFrontend/img-carriots/press_room/Construyendo_un_proyecto_de_IOT.pdf
- [5] Munakata, Masanori. Clinical significance of stress-related increase in blood pressure: current evidence in office and out-of-office settings, The Japanese Society of Hypertension. 2018, 1.
- [6] Microlife (2018), Manual BP A100, Microlife Products, Recuperado de: <https://www.microlife.es/products/hypertension/automatic/bp-a100/>
- [7] Microlife (2018), Microlife Device Validation Table, Microlife Products, Recuperado de: <https://www.microlife.es/healthguide/hypertension/validations/>
- [8] Giantech (2013), GT24C16 2-Wire 16k Bits Serial EEPROM, Giantech Engineering, Recuperado de: http://www.giantec-semi.com/upload/datasheet/GT24C16_DS_Adv.pdf

TAPETE CON FOTBIOMODULACIÓN PARA PERSONAS CON ARTRITIS REUMATOIDE

Marlene Garza Cantú, Mario Daniel Ramos Cuevas

Facultad de Arquitectura, Universidad Autónoma de Nuevo León.

marlenegzac@gmail.com; daniel.ramoscv@gmail.com

RESUMEN

La Artritis Reumatoide (AR) es una enfermedad que actualmente afecta a gran porcentaje de la población, sus síntomas más comunes son el dolor, inflamación, rigidez y pérdida de la función de las articulaciones. Los síntomas de la AR con frecuencia son más intensos después de periodos largos de inactividad, por lo que, por medio del diseño industrial se busca mejorar la calidad de vida de estas personas al diseñar un tapete con principios en la terapia de radiación infrarroja con el objetivo de reducir el dolor y la inflamación en las articulaciones inferiores.

Palabras clave: terapia de calor, artritis reumatoide

ABSTRACT

Rheumatoid Arthritis (AR) is a disease that usually affects a large percentage of the population, among the most common symptoms are the pain, inflammation, stiffness and loss of function of the joints, which are often more intensive after long periods of inactivity. Through industrial design, the aim of this project is to improve the quality of these people by designing a rug with principles in the therapy of infrared radiation with the goal of reducing pain and inflammation in the lower joints.

Key words: heat therapy, rheumatoid arthritis

1. INTRODUCCIÓN

La artritis reumatoide (AR) es una enfermedad que lleva a la inflamación de las articulaciones y tejidos circundantes¹. La identificación de sus síntomas, como la persistencia de inflamaciones en las articulaciones, resulta indispensable para comenzar el tratamiento y prevenir un daño mayor.

En este tipo de enfermedades es común que el dolor se intensifique por las mañanas y este se vaya atenuando con el paso del día, haciendo que en muchas ocasiones sea una molestia tolerable.

Como mencionamos anteriormente la AR afecta principalmente a las articulaciones, en las cuales produce una inflamación crónica, que a su vez se ve reflejada con dolor, rigidez, hinchazón y pérdida de la movilidad del cuerpo.

Se estima que esta enfermedad afecta al 1% de la población mundial², siendo las mujeres tres veces más propensas que los hombres. Si bien su aparición suele ocurrir entre los 40 y 50 años, la artritis reumatoide puede producirse a cualquier edad y se desconocen los factores exactos que la originan³. Por lo que, uno de los objetivos del correcto manejo de esta enfermedad es iniciar una terapia que alivie las molestias, ayude a mantener una función normal y prevenir o minimizar el daño estructural⁴.

Existen diferentes tratamientos que pueden ser utilizados para esta enfermedad, el tratamiento convencional es por medio del uso de fármacos antirreumáticos modificadores de la enfermedad (FARME) de forma monoterapéutica o incluso combinada con algunos agentes biológicos⁵. También existen tratamientos no farmacológicos para el tratamiento de la AR, en la Guía Clínica para Artritis Reumatoidea⁴, podemos encontrar los siguientes tratamientos; reposo y ejercicio, ya que el dolor y la inflamación llevan al paciente a reducir sus actividades y como consecuencia la pérdida de movilidad, contracturas e incluso atrofas, por lo que los ejercicios para fortalecer la musculatura pueden mejorar la funcionalidad⁶. La terapia ocupacional, ya que existen estudios que han concluido que este tipo de terapia y la instrucción sobre protección articular tienen efectos positivos en la capacidad funcional de los pacientes con AR⁷.

La termoterapia, la cual consiste en el uso de calor o frío superficial para padecimientos músculo esqueléticos, este tipo de terapia en diferentes opciones han presentado un beneficio en pacientes adultos con AR⁸. La terapia por láser de baja intensidad es la que implementaremos en el presente proyecto, la cual, con base a diferentes estudios reduce hasta en 70% la rigidez matinal en aproximadamente 27.5 minutos, mejorando también la movilidad y su flexibilidad⁹.

2. TEORÍA

Después de la invención de la tecnología láser a principios de la década de 1960, esta tomó una gran relevancia con finalidades terapéuticas, sin embargo, existían preocupaciones sobre su utilización debido a su naturaleza electromagnética y su considerable poder destructivo¹⁰. Entre los estudios más antiguos que evalúan el uso de los láseres en los tejidos biológicos se encuentran los estudios de escalamiento, en los cuales algunos investigadores notaron los efectos de la luz láser a bajas dosis por ejemplo en el crecimiento del cabello a ritmo acelerado y la curación de heridas, a este fenómeno se le conoce como bioestimulación laser¹¹.

Este tipo de terapia comúnmente es realizada por luz que se encuentra entre el rojo y el infrarrojo, es decir, regiones en el espectro de los 630 y 1000 nm, modulando numerosas funciones celulares. En la actualidad tanto la tecnología láser de baja potencia como la que utiliza diodos emisores de luz (LED) son herramientas terapéuticas bien aceptadas para este tipo de tratamientos, por lo tanto, la tendencia por el uso de esta última tecnología sigue aumentando. Las primeras investigaciones usando matrices de LED como alternativa a los láseres, se realizaron por la NASA como parte de un experimento para el crecimiento experimental de plantas en el espacio, en ellas, notaron que los arreglos de LED producen

longitudes de onda y densidades de energía, además que no emiten calor lo cual disminuye el riesgo de dañar tejido adicional¹².

El presente trabajo tiene como objetivo desarrollar un dispositivo que disminuya el dolor y la rigidez después de periodos largos de inactividad por medio de la radiación de luz infrarroja, ya que gracias a este tipo de terapia el dispositivo aportará calor profundo, el cual es capaz de penetrar en el interior de los tejidos funcionando como un calmante y desinflamatorio. Con este dispositivo pretendemos lograr los siguientes beneficios:

- Relajar y desinflamar los músculos.
- Mejorar la circulación, incluso en tejidos profundos del cuerpo.
- Estimulación de las células para liberar toxinas.
- Acelerar la curación de heridas y tejidos.

3. PARTE EXPERIMENTAL

Para el presente trabajo, fue necesario identificar en qué momento del día y como sería el dispositivo, evaluando los diferentes momentos en los que un paciente con AR podría presentar mayor dolor o molestia, como hemos mencionado anteriormente la mayor molestia se presenta cuando existen lapsos prolongados de inactividad, por lo que se determinó que después de dormir puede ser un momento donde se intensifican los síntomas de la enfermedad. Adicionalmente, una de las primeras actividades que realizamos es ponernos en pie para iniciar con nuestra rutina diaria, por lo que las articulaciones de los pies son las primeras que presentarían dolor.

Con base en lo antes mencionado el proyecto se enfocó en usuarios recién levantados con problemas de AR en extremidades inferiores, desarrollando como propuesta un tapete terapéutico que irradia luz infrarroja (fig.1).

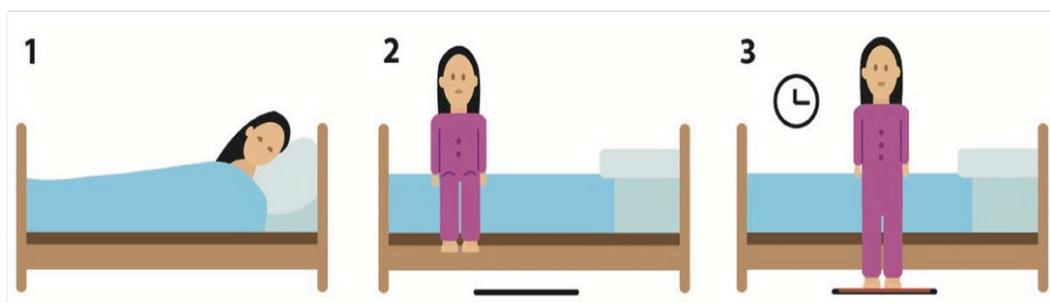


Figura 1- Ciclo de uso del dispositivo propuesto

Para el desarrollo del tapete se utilizaron LEDs con un espectro de emisión en un rango de 630 nm a 1000 nm, se realizó un arreglo de 12 tiras de 10 LEDs conectadas en paralelo para realizar nuestro sistema terapéutico, los cuales en conjunto con un switch permiten el encendido y apagado del mismo para garantizar que la irradiación se realice solamente cuando el paciente se encuentra sobre él (Fig.2).

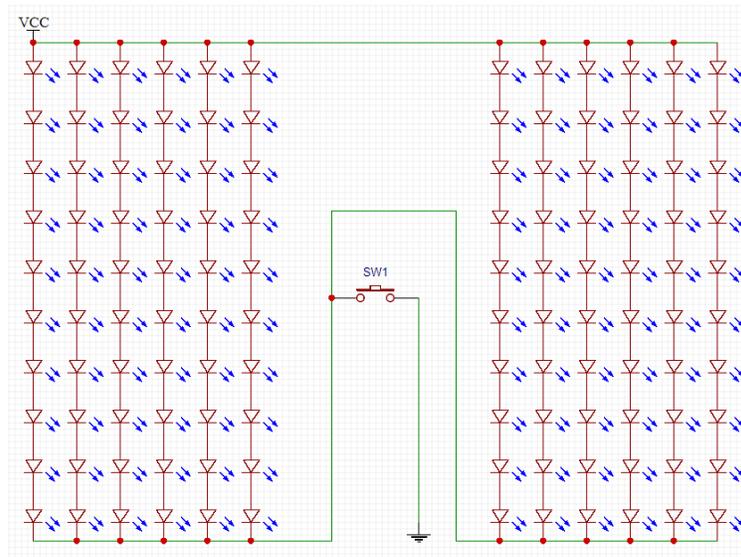


Figura 2- Diagrama descriptivo del circuito electrónico del tapete.

Por último, se determinaron los materiales más adecuados para el dispositivo, en un primer nivel se optó por una base sólida con antiderrapante en la parte inferior para garantizar su estabilidad al colocarlo en diversas superficies. En la superficie de la base sólida se realizaron los maquinados necesarios para la colocación del circuito electrónico y el sistema de control. Como segundo nivel, el sistema electrónico contiene el arreglo de LEDs que transmiten calor para brindar la terapia. Por último, una base de acrílico que facilita la limpieza y evita la acumulación de bacterias, de igual manera, permite el paso de la luz infrarroja y protege el sistema electrónico (Fig.3).

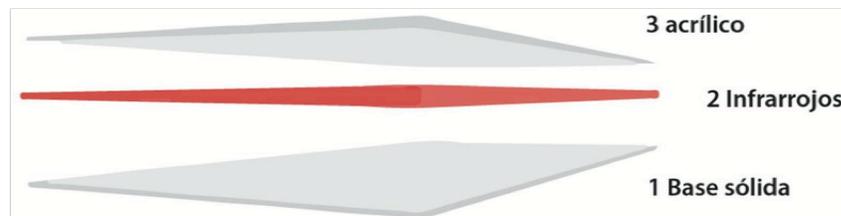


Figura 3- Explosión general el dispositivo propuesto

4. CONCLUSIONES

Se desarrolló un dispositivo en forma de tapete utilizando un sistema de LEDs, los cuales emiten luz infrarroja para ser utilizados en la terapia articular, muscular y física, este dispositivo actualmente se encuentra en periodo de validación para comprobar su eficiencia disminuyendo el dolor, inflamación y rigidez de las extremidades inferiores, se espera obtener resultados a mediano plazo, para que posteriormente estos puedan ser publicados.

5. REFERENCIAS

- [1] Médica, E., “Artritis reumatoidea,” Dir. esta página <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/000431.htm> (2018).
- [2] Feldmann, M., Brennan, F. M. and Maini, R. N., “Rheumatoid arthritis,” *Cell* 85(3), 307–310 (1996).
- [3] Sandra Saray Quignón Santana, (1) Dr. Osbel Alfonso Sánchez., “Principales manifestaciones oculares en la artritis reumatoide,” *Rheumatism* 7(6), 52–58 (2009).
- [4] Minsal., “Guía Clínica Artrosis Reumatoidea.” Ser. Guías cónicas Minsal, 41 (2007).
- [5] Díaz, E., Abud, C; Garza, M; Medrano, G; Orozco, J; Pacheco, C; Pineda, C; Pozos, J; Ramos, F; Robles, M; Santana, E., “Recomendaciones dietéticas para el tratamiento de la artritis reumatoide,” *Rev. Investig. clínica* 57(5), 735–755 (2005).
- [6] Munneke, M., De Jong, Z., Zwinderman, A. H., Runday, H. K., Van Schaardenburg, D., Dijkmans, B. A. C., Kroon, H. M., Vliet Vlieland, T. P. M. and Hazes, J. M. W., “Effect of a high-intensity weight-bearing exercise program on radiologic damage progression of the large joints in subgroups of patients with rheumatoid arthritis,” *Arthritis Care Res.* 53(3), 410–417 (2005).
- [7] Steultjens, E. E. M. J., Dekker, J. J., Bouter, L. M., Schaardenburg, D. D., Kuyk, M. M. A. H. and Van den Ende, E. C. H. M., “Occupational therapy for rheumatoid arthritis,” *Cochrane database Syst. Rev.*(1) (2004).
- [8] Welch, V., Brosseau, L., Casimiro, L., Judd, M., Shea, B., Tugwell, P. and Wells, G. A., “Thermotherapy for treating rheumatoid arthritis,” *Cochrane Database Syst. Rev.*(2) (2002).
- [9] Brosseau, L., Robinson, V., Wells, G., Debie, R., Gam, a, Harman, K., Morin, M., Shea, B. and Tugwell, P., “Low level laser therapy (Classes I, II and III) for treating rheumatoid arthritis,” *Cochrane Database Syst. Rev.*(4), CD002049 (2005).
- [10] Anders, J. J., Lanzafame, R. J. and Arany, P. R., “Low-Level Light/Laser Therapy Versus Photobiomodulation Therapy,” *Photomed. Laser Surg.* 33(4), 183–184 (2015).
- [11] Mester, E., Szende, B. and Gärtner, P., “The effect of laser beams on the growth of hair in mice,” *Radiobiol. Radiother. (Berl)*. 9(5), 621–626 (1968).
- [12] Desmet, K. D., Paz, D. A., Corry, J. J., Eells, J. T., Wong-Riley, M. T. T., Henry, M. M., Buchmann, E. V., Connelly, M. P., Dovi, J. V., Liang, H. L., Henshel, D. S., Yeager, R. L., Millsap, D. S., Lim, J., Gould, L. J., Das, R., Jett, M., Hodgson, B. D., Margolis, D., et al., “Clinical and Experimental Applications of NIR-LED Photobiomodulation,” *Photomed. Laser Surg.* 24(2), 121–128 (2006).

DESARROLLO DE UN SISTEMA AUTOMATIZADO PARA TRATAMIENTO DE LASER POR BARRIDO EN TERAPIA DERMATOLÓGICA

Bernardo Guadalupe Veloz Dávila, Miguel Ángel Méndez Velázquez, Edelmiro Pérez Rodríguez, Mario Daniel Ramos Cuevas

Centro de Ingeniería Biomédica, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Nuevo León, daniel.ramoscv@gmail.com

RESUMEN

El uso de la tecnología láser ha permitido una gran diversidad de aplicaciones en el campo de la medicina. En la actualidad, existen diferentes equipos que funcionan con sistema láser en áreas como la oftalmología, radiodiagnóstico, dermatología, etc. Actualmente utilizado en diferentes procedimientos en los cuales se obtienen buenos resultados, sin embargo, muchos de ellos siguen siendo de uso manual, lo cual, limita el potencial de esta herramienta.

El presente proyecto propone el desarrollo de un sistema automatizado con adaptación para el láser de Arseniuro de Galio (Ga, As, láser pulsado con longitud de onda de 904 nm). El cual se utilizará para la aceleración en la cicatrización de tejidos en pacientes con lesiones tegumentarias.

Gracias a la implementación de este sistema de control se puede aprovechar de mejor forma el potencial de la tecnología láser, permitiendo expandir las bases de investigación y experimentación para establecer nuevas alternativas de tratamiento.

Palabras clave: terapia dermatológica, laser, sistema automatizado

SUMMARY

The use of laser technology has allowed a wide variety of applications in the field of medicine. At present, there are different equipment that work with laser system in areas such as ophthalmology, radiodiagnosis, dermatology, etc. Currently used in different procedures in which good results are obtained, however, many of them are still for manual use, which limits the potential of this tool.

The present project proposes the development of an automated system with adaptation for the Gallium Arsenide laser (Ga, As, pulsed laser with wavelength of 904 nm). Which will be used for the acceleration in tissue healing in patients with tegumentary lesions.

Thanks to the implementation of this control system, the potential of laser technology can be better exploited, allowing for the expansion of research and experimentation bases to establish new treatment alternatives.

Key words: dermatological therapy, laser, automated system

1. INTRODUCCIÓN

La cicatrización se produce luego de que el tejido ha sido agredido por diferentes factores, es un proceso dinámico, que se ha dividido en fases para facilitar su comprensión, “hemostasia, inflamatoria, proliferativa o de granulación, epitelización y de remodelación”. Se superponen en el tiempo, siendo coordinadas por mediadores humorales derivados de las células que participan en dicha reparación¹

El láser es un agente físico utilizado en la Terapia Física y en otras áreas de la medicina en diferentes patologías, se presenta como un recurso terapéutico eficiente y de bajo costo, capaz de acelerar el proceso de reparación en diferentes tipos de lesiones, desde su punto de vista bioquímico su acción fundamental radica en la modulación de la fosforilación oxidativa a nivel mitocondrial, donde se estimula la síntesis de adenosín trifosfato (ATP)², estimulando la síntesis del ADN proteica y enzimática, formación de colágeno, liberación de endorfinas, estimulando la revascularización y disminuyendo el edema.

El láser estimula longitudes de onda de 940-390 nm y sus características han permitido una gran diversidad de aplicaciones en el campo de la medicina. Actualmente existen equipos láser que, a pesar de ofrecer buenos resultados, siguen siendo objeto de uso manual, como la mayoría descritos en la *Revista Cubana de Medicina General Integral*². Los cuales utilizan técnicas de la serpuntura, que consisten en tratar los mismos puntos y esquemas de acupuntura del macrosistema de la medicina tradicional con láser a bajas dosis de energía. Esto provoca áreas sin irradiación y tiempos de tratamiento erráticos, lo que da como resultado protocolos y tratamientos ineficaces.

2. TEORÍA

El desarrollo de un sistema de control permite explotar al máximo el potencial de la tecnología láser, automatizando su aplicación, sería posible implementar una distribución de tiempo más adecuada, que, a su vez, aumentaría la exposición a la irradiación de las zonas lesionadas sin dejar espacios o sobre estimular regiones. Esto permitiría establecer protocolos de tratamiento más específicos hacia los diferentes tipos de lesiones tegumentarias.

El láser de baja potencia a diferentes longitudes de onda podrá ser utilizado como tratamiento, mejorando sin dolor ni efectos secundarios, la calidad de vida de los pacientes. Esta terapéutica consiste en la interacción de la luz de baja energía a pocos Joule por centímetro cuadrado, con las células y tejidos, provocando efectos fotoquímicos, fotofísicos y fotobiológicos, sin causar aumento de la temperatura por encima de 98 °F, tiene efecto biomodulador sobre las células y los tejidos debido a la absorción de la energía de la luz por los fotorreceptores endógenos³ que actúan principalmente en la fosforilación oxidativa a nivel mitocondrial, estimulando o inhibiendo la síntesis de ATP, alterando el metabolismo celular y produciendo el efecto de transducción en otros componentes de la célula.

Gracias a las características de la estimulación por irradiación laser, es posible acelerar la cicatrización, la interacción de la irradiación laser con el tejido, provoca pequeñas microlesiones que estimulan la reactivación de la fase inflamatoria de la cicatrización, el proceso de neoformación vascular activa se encuentra siempre presente en el mecanismo reparativo, se produce un incremento de la microcirculación y nutren activamente el lecho del traumatismo, incrementando el metabolismo estancado, promoviendo el desarrollo hacia el cierre de la lesión desde sus bordes y favorecen la aparición de células fagocitarias y tejido de granulación, con aumento de la condición trófica de la lesión, ayudándola en su proceso regenerativo⁴.

El tratamiento eficaz para acelerar la cicatrización de heridas daría como resultado la disminución del uso de medicamentos, disminuiría la probabilidad de contraer infecciones y se reduciría el tiempo de internamiento, lo cual se resume en una disminución de los costos por hospitalización y tratamiento. Sin embargo, la información obtenida es insuficiente, por lo que hace falta más investigación y realizar más experimentación para establecer los protocolos eficaces para este y otros tratamientos.

3. PARTE EXPERIMENTAL

El presente proyecto propone el desarrollo de un sistema automatizado utilizando un brazo robótico impreso en 3D de 4 ejes de movimiento dados por 4 servomotores towerpro MG995 (pin digital 2 al 5), y una base rotatoria por un motor a pasos SM-03 (pin análogo A0), el brazo superior cuenta con una adaptación para el láser de Arseniuro de Galio (Ga, As, láser pulsado con longitud de onda de 904 nm) (pin análogo A4) y para el sensor de distancia infrarrojos Sharp 2Y0A02 (pin análogo A1) el cual dará las condicionantes de aproximación establecidas entre 1cm y 1.5 cm. Se eligió Arduino UNO R-3 como microcontrolador.

A continuación, se describe la función principal del proyecto (Fig.1).

1. Posición de inicio
2. Se establece la dosimetría.
3. Protocolos en experimentación:
4. Cicatrización de heridas (dosis bajas, del orden de 1.5 – 6 J/cm² de AsGa)
5. Si la distancia1(puntero) es ≥ 1.5 cm el brazo se aproxima; hasta llegar a ≤ 1 cm
6. Si la distancia1 (puntero) es ≤ 1 cm el brazo se aleja, hasta llegar a ≤ 1.5 cm
7. Si la distancia1 (puntero) es ≥ 1 cm y ≤ 1.5 cm se inicia el barrido (protocolo)
8. Si limit switch 1 (LOW) el brazo continúa recorrido.
9. Si limit switch 1(HIGH) el brazo se detiene.
10. Si limit switch 2 (LOW) regresa en recorrido.
11. Si limit switch 2 (HIGH) el brazo se detiene.
12. Stepper = avanza 0.5 cm.
13. Pasos de 7 al 11 se repiten las veces que sean necesarias.
14. Loop hasta terminar protocolo
15. Termina protocolo
16. Regresa posición inicial
17. Fin

Esta función permite al robot realizar un barrido del área lesionada sin saltar espacios permitiendo una adecuada irradiación de la zona.

El objetivo de este proyecto es automatizar y establecer el protocolo de tratamiento más eficaz para estimular la aceleración en la cicatrización de tejidos en pacientes con lesiones tegumentarias.

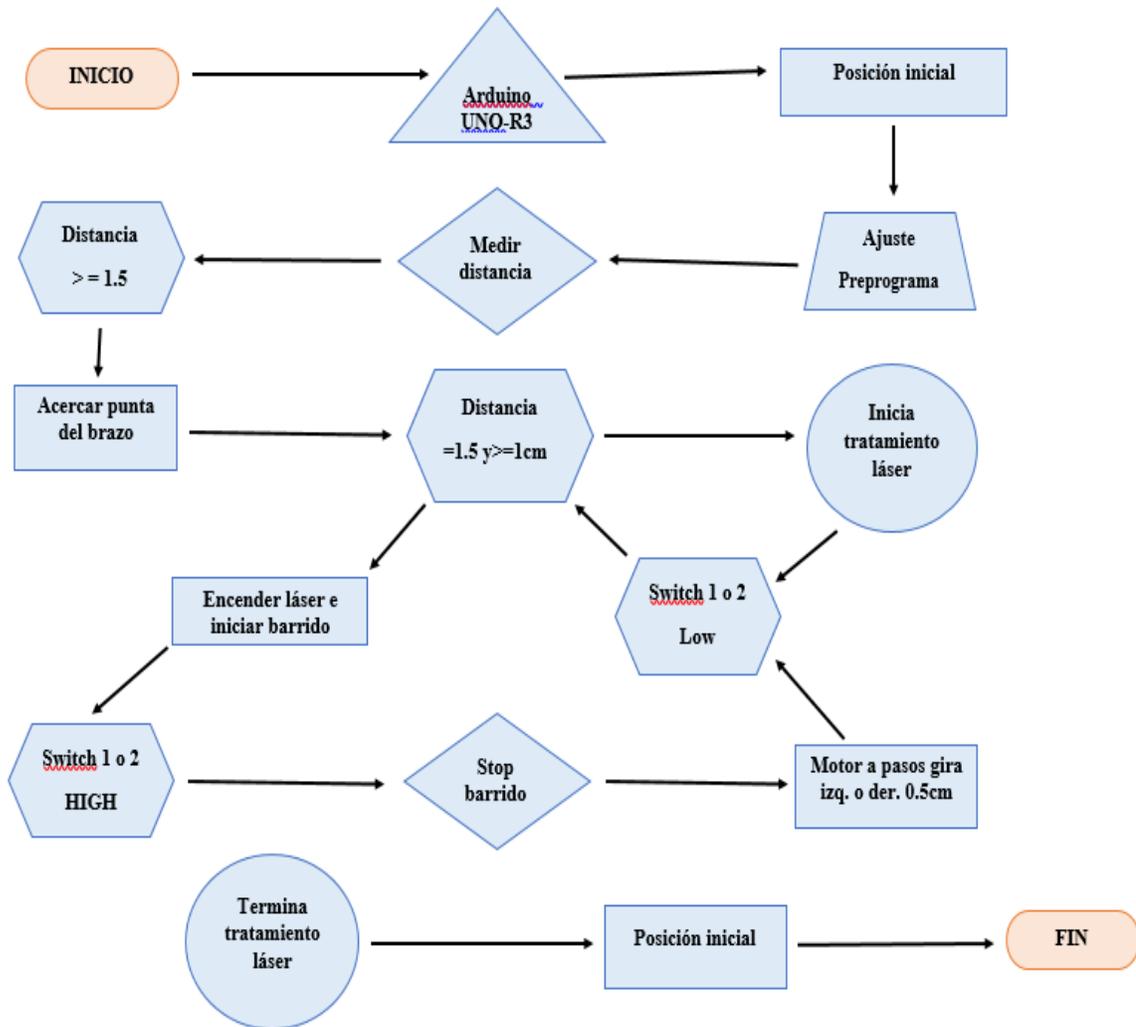


Figura 1. Esquema de flujo de la programación principal

4. CONCLUSIONES

Actualmente el prototipo del proyecto continua en fase de pruebas, estableciendo nuevas variables y parámetros que al inicio no se tenían contempladas, pero que al parecer podrán beneficiar y maximizar la eficacia con la que este será programado, cubriendo la mayor cantidad de variables posibles para establecer el tratamiento más eficiente. Sin embargo, ha demostrado tener un buen funcionamiento y el potencial para desarrollarlo más a fondo.

Los beneficios de combinar un sistema de control con la tecnología láser son el primer paso para expandir las bases de investigación en los diferentes campos en los que las características de la irradiación laser podrían brindar importantes avances, y así mismo, facilita la experimentación para establecer nuevas alternativas de tratamiento.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1]. Senet, P., “Fisiología de la cicatrización cutánea,” *EMC-Dermatología* 42(1), 1–10 (2008).
- [2]. Hernández Díaz, A., Orellana Molina, A., and González Méndez, B.M., “La terapia láser de baja potencia en la medicina cubana,” *Revista Cubana de Medicina General Integral* 24(2), 0 (2008).
- [3]. De La Torre, F., and Alfaro, C., “Terapia de laser de baja potencia en mucositis oral,” *Revista Estomatológica Herediana* 26(1), 47–55 (2016).
- [4]. Hernández, E., Khomchenko, V., Sola, A., Pikirenia, I.I., Alcolea, J.M., Trelles, M.A., “CIRUGÍA PLÁSTICA IBERO-LATINOAMERICANA,” *Cir.plást. iberolatinoam* 41(no.3), 271–282 (2015).

MODELO DIDÁCTICO DE PIE IMPRESO EN 3D A PARTIR DE ESTUDIO DE IMAGEN

Trigo Montserrat Alarcón Ruíz^a, Miguel Ángel Méndez Velázquez^a, Jaime Alberto Cisneros Ríos^a, Enrique Aguilar Martínez^a, Jesús Eduardo González Gómez^a, Rodrigo Elizondo Omaña^a, Santos Guzmán López^a

^aCentro de Ingeniería Biomédica, Hospital Universitario Dr. José Eleuterio González, Universidad Autónoma de Nuevo León, Monterrey, N.L, ibhu@uanl.mx

RESUMEN

La carrera del Médico cursa por diversas adversidades a lo largo de su aprendizaje, una de estas es el estudio de la anatomía humana la cual requiere bastos niveles de conocimiento y demanda una abstracción visoespacial importante.

El objetivo de este proyecto es generar una herramienta de enseñanza adicional y complementaria a las actuales, que permita al estudiante la comprensión de la anatomía de manera tangible utilizando las tecnologías actuales de segmentación e impresión 3D.

La representación tridimensional impresa de la anatomía humana a partir de estudios de imagen en la enseñanza a los estudiantes de medicina resulta en una poderosa herramienta para la adquisición de conocimientos en búsqueda de una mejor comprensión de la materia, fungiendo como apoyo a métodos convencionales de enseñanza.

Palabras Clave: Impresión 3D, Anatomía, Modelo Anatómico

ABSTRACT

The career of Doctor attends to various adversities throughout his learning, one of these is the study of human anatomy which requires vast levels of knowledge and demands an important visuospatial abstraction.

The objective of this project is to generate a teaching tool that is additional and complementary to the current ones, allowing the student to understand the anatomy in a tangible way using the current segmentation and 3D printing technologies.

The printed three-dimensional representation of human anatomy from imaging studies in the teaching of medical students results in a powerful tool for the acquisition of knowledge in search of a better understanding of the subject, serving as support for conventional methods of teaching.

Keywords: 3D printing, Anatomy, Anatomic Model

ANTECEDENTES

La carrera del Médico cursa por diversas adversidades a lo largo de su aprendizaje, una de estas es el estudio de la anatomía humana la cuál requiere bastos niveles de conocimiento y demanda una abstracción visoespacial importante.

Los métodos convencionales de aprendizaje presentan limitantes que la impresión 3D puede superar.

Debido a la rápida evolución de la manufactura aditiva, el software de segmentación y la accesibilidad de los materiales, los modelos anatómicos tridimensionales pueden significar una herramienta de aprendizaje que, agregado a los métodos actuales, pueden mejorar la capacitación.

En comparativa con los métodos de enseñanza actuales, la Impresión Tridimensional aplicada a la medicina presenta ventajas inasequibles para lo convencional. Este artículo presenta una herramienta adicional en la enseñanza del médico.

El objetivo de este proyecto es generar una herramienta de enseñanza adicional y complementaria a las actuales, que permita al estudiante la comprensión de la anatomía de manera tangible utilizando las tecnologías actuales de segmentación e impresión 3D.

Utilizando solamente software de código abierto, se realizó una segmentación a partir de un estudio de imagen (TAC) de los huesos del pie de un paciente, con el software 3D Slicer v4.8¹ obteniendo una reconstrucción en tercera dimensión en formato STL, se importó a un software de “slicing” para su preparación (Slic3r Prusa Edition v1.36.2) para después importar el código G al software de impresión Repetier 2.0.5 para su impresión en PLA y ABS, el ABS se post-procesó con vapor de acetona en 3 ciclos de 30 minutos cada pieza.

Se obtuvo un modelo tridimensional anatómicamente correcto, que representa fielmente la estructura humana para ser utilizado como herramienta didáctica que facilite la comprensión y estudio de la compleja anatomía del pie.

La representación tridimensional impresa de la anatomía humana a partir de estudios de imagen en la enseñanza a los estudiantes de medicina resulta en una poderosa herramienta para la adquisición de conocimientos en búsqueda de una mejor comprensión de la materia, fungiendo como apoyo a métodos convencionales de enseñanza.

1. INTRODUCCIÓN

La anatomía humana es la piedra angular del plan de estudios médicos y el aprendizaje de la anatomía es fundamental para la medicina. El conocimiento sólido de la anatomía macroscópica es ineludible para cada médico en función, ya que establece las bases para las tareas clínicas efectivas, como la realización de exámenes físicos, la evaluación de imágenes radiográficas y la realización de procedimientos como cirugías entre muchos otros.

Se reconoce extensamente que la disección cadavérica o las muestras cadavéricas en curso son los recursos más apropiados para la educación anatómica, ya que estas herramientas proporcionan a los alumnos una importante visión tridimensional (3D) del cuerpo humano, una idea de cómo se sienten las diferentes características anatómicas y una apreciación de la profundidad, fragilidad y variabilidad dentro del cuerpo humano².

Sin embargo, al ser de acceso muy limitado o nulo a los cadáveres, numerosas escuelas médicas se han visto forzadas a implementar nuevas técnicas para el abordaje de las estructuras anatómicas como los modelos de plástico, muestras plastinadas, programas virtuales en 3D e imágenes médicas sustituyendo las disecciones cadavéricas.

En la Escuela de Medicina Lee Kong Chian (Medicina LKC), las sesiones prácticas de anatomía macroscópica se llevan a cabo con una serie de recursos tales como procedimientos de plastinado, modelos de plástico, tabla de Anatomage y estudios de imagen (incluido el ultrasonido)³.

Los modelos de plástico no brindan una visualización exacta de las estructuras anatómicas además de que tienden a ser de muy alto costo⁴, con valores que van desde mil hasta nueve mil pesos y a menudo son sólo de acceso dentro del aula.

Dando lugar a la reconstrucción virtual en 3D la que nos permite visualizar y reconocer las diferentes estructuras anatómicas brindando al estudiante una herramienta más práctica y accesible, no obstante, mantiene el sesgo de la conceptualización volumétrica⁵, por lo que nos dimos a la tarea de formular una mejor manera para poder visualizar y hacer tangible los objetos a estudiar mediante el modelado por deposición fundida (FDM) de modelos anatómicos impresos a partir de estudios de imagen (TAC).

Un estudio realizado por los doctores del departamento de anatomía de la PUMC logró demostrar mediante la creación de un modelo de cráneo impreso en 3D las ventajas para ayudar al estudio de la anatomía, especialmente en el reconocimiento de la estructura, en comparación con los materiales educativos tradicionales⁶.

Otro estudio que buscó demostrar las ventajas de implementar la impresión 3D en la enseñanza de la anatomía fue realizado por el departamento de anatomía de la Sussex Medical School⁴ donde detallaron cómo los estudiantes utilizaron los modelos impresos en el entorno del hogar y los integraron como un recurso de aprendizaje anatómico.

Todas las anteriores resultan en valiosas herramientas y en una excelente alternativa al uso de material cadavérico, ya que los modelos tridimensionales cuentan con las características precisas y detalladas de la anatomía humana. Pueden elegirse para ofrecer una mejor experiencia didáctica sin las preocupaciones culturales y éticas que existen en algunos países sobre el uso cadavérico, la inconveniencia de los olores, el proceso de embalsamiento y conservación de estos.

Sin estas alternativas, la falta de experiencia práctica con especímenes cadavéricos podría comprometer la capacidad de los estudiantes para aprender la organización 3D y las

interacciones de estructuras y órganos, lo que puede conducir a deficiencias en su comprensión de las relaciones anatómicas.

2. OBJETIVOS

- Crear una herramienta didáctica 3D que facilite el estudio de los huesos del pie que sea fácil de reproducir, económica y accesible para los estudiantes, en comparación con otras herramientas de estudio del cuerpo humano.
- Hacer un modelo tridimensional interconectable para que el estudiante pueda interactuar y desarrollar una mejor retención de las estructuras óseas del pie.

3. METODOS

Analizando ampliamente la anatomía de los huesos del pie llegamos a la conclusión de que representa estructuras sencillas de reproducir y trabajar, debido a las densidades propias del hueso y su relación con el software, lo que nos permite tener un mayor control en las variables del modelo y poder evaluarlo de una mejor manera.

Se decidió trabajar con la impresión 3D dada su fácil acceso y su bajo costo para la realización de nuestro modelo anatómico.

Utilizando el software 3D Slicer v4.8 a partir de un estudio de imagen (TAC) del pie de un paciente, con cortes de 1.1 mm de espesor con el cual se creó un archivo de datos DICOM (**Fig. 1: Utilizando el software 3D Slicer v4.8 se realizó la segmentación los huesos del pie**) para posteriormente realizar de manera manual la segmentación de cada hueso del pie (huesos del tarso, Metatarsos y Falanges) y así generar una reconstrucción 3D en formato STL (**Fig.2: Se obtuvo un modelo tridimensional de las estructuras óseas del pie**).

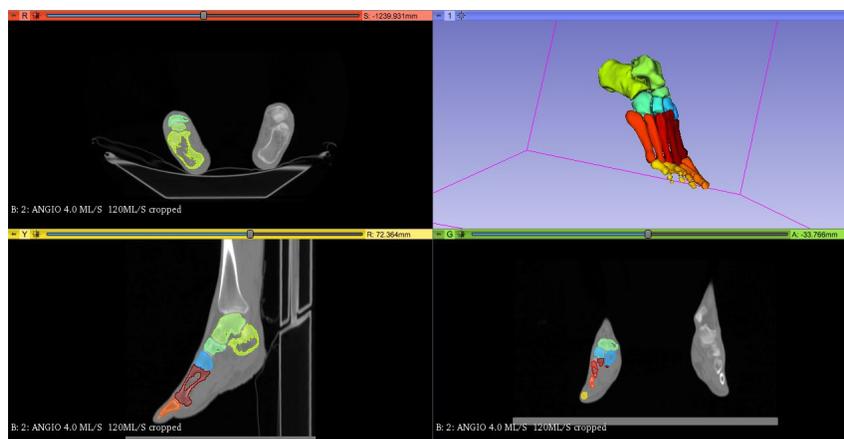


Fig. 1 y 2: Reconstrucción tridimensional de las estructuras óseas del Pie en el Software 3D Slicer v4.8.

Se importó a un software de “slicing” para su preparación (Slic3r Prusa Edition v1.36.2) para después importar el código G al software de impresión Repetier 2.0.5 para su impresión.

En este caso elegimos utilizar la impresora Anycubic Kossel basada en tecnología de modelado de deposición fundida (FDM) utilizando ABS (acrilonitrilo butadieno estireno) como material principal para el modelo, el ABS se post-procesó con vapor de acetona en 3 ciclos de 30 minutos cada pieza. **(Fig. 3: Impresora Anycubic Kossel basada en FDM)** **(Fig. 4: Se realizó la impresión 3D utilizando la impresora Anycubic Kossel empleando material ABS)**



Fig. 3: Impresora Anycubic Kossel basada en FDM

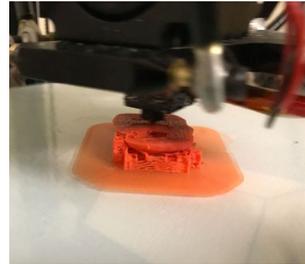


Fig. 4: Impresión 3D empleando material ABS

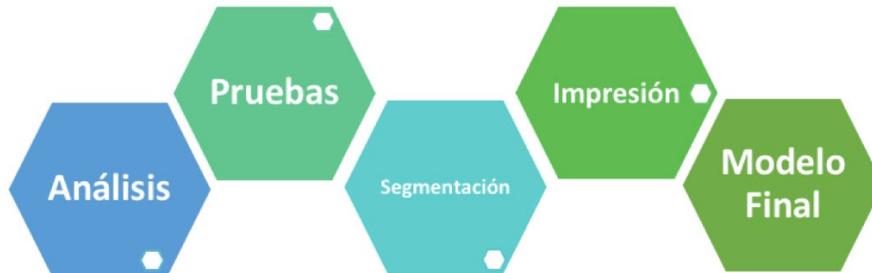


Fig. 5: Metodología del desarrollo

4. RESULTADOS

Se obtuvo un modelo didáctico impreso en 3D a partir de un estudio de imagen (TAC) como herramienta para el aprendizaje y la comprensión de los huesos del pie. **(Fig. 6: Modelo Impreso en 3D con ABS).**



Fig. 6: Modelo Impreso 3D con ABS

Nuestro modelo es capaz de mejorar la forma de aprendizaje de las estructuras óseas del pie mediante el uso de imanes permitiendo al estudiante el ejercicio de reconstruir los huesos del pie.

Esta herramienta posee una ventaja de movilidad en comparación a los modelos cadavéricos además de no necesitar una infraestructura para su mantenimiento y conservación.

Realizamos una encuesta a los alumnos que habían concluido la materia de anatomía macroscópica de la Facultad de Medicina de la UANL y obtuvimos como resultado una amplia aceptación hacia el modelo impreso en 3D.

Recaudamos las respuestas siendo estas favorables acerca del uso de nuestro modelo como herramienta para la enseñanza de la anatomía humana llegando a la conclusión de que si esta herramienta hubiera existido mientras cursaban la materia de anatomía macroscópica habrían podido obtener mejores conocimientos de ésta y por ende mejores resultados académicos.

5. CONCLUSIONES

Existe un extenso rango de universidades de medicina en donde la anatomía es un componente clave curricular para el estudiante. Sin embargo, muchos de ellos no tienen el acceso a especímenes cadavéricos por lo que se han visto forzados a implementar nuevas herramientas para el estudio del cuerpo humano buscando que tengan las mismas ventajas de trabajar con modelos cadavéricos.

Los modelos impresos en 3D representan una nueva categoría de recursos disponibles para su uso en la enseñanza de la anatomía humana. Tienen la ventaja sobre las imágenes estáticas y los modelos virtuales tridimensionales gracias a su capacidad tangible y manipulable, además de tener un costo relativamente bajo y de ser reproducibles.

El ser manipulables permite al estudiante poder mejorar el aprendizaje mediante la descarga cognitiva durante la resolución de problemas.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Fedorov, A., Beichel, R., Kalphaty-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robbin, J.-C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S. and Kikinis, R., “3D slicers as an image computing platform for thw quantitative imaging network,” *Magn. Reson. Imaging* **30**(9), 1323–1341 (2012).
- [2] Hąc-wydro, K., Mateja, A., Ożóg, A. and Miśkowiec, P., “Pt Sc,” *J. Mol. Liq.*(2016) (2017).
- [3] Mogali, S. R., Yeong, W. Y., Tan, H. K. J., Tan, G. J. S., Abrahams, P. H., Zary, N., Low-Ber, N. and Ferenczi, M. A., “Evaluation by medical students of the educational value of multi-material and multi-colored three-dimensional printed models of the upper limb for anatomical education,” *Anat. Sci. Educ.* **11**(1), 54–64 (2018).

- [4] Smith, C. F., Tollemache, N., Covill, D. and Johnston, M., “Take away body parts! An investigation into the use of 3D-printed anatomical models in undergraduate anatomy education,” *Anat. Sci. Educ.* **11**(1), 44–53 (2018).
- [5] M., S. I., T., M. M., N., H. M., Aislinn, B., Anthony, A., Elizabeth, O., Evan, D., Taimi, L., Glen, N., Douglas, L. and Matthew, L. W., “Three-dimensional printing of X-ray computed tomography datasets with multiple materials using open-source data processing,” *Anat. Sci. Educ.* **10**(4), 383–391 (2017).
- [6] Chen, S., Pan, Z., Wu, Y., Gu, Z., Li, M., Liang, Z., Zhu, H., Yao, Y., Shui, W., Shen, Z., Zhao, J. and Pan, H., “The role of three-dimensional printed models of skull in anatomy education: A randomized controlled trail,” *Sci. Rep.* **7**(1), 1–11 (2017).

REALIDAD VIRTUAL PARA EL APRENDIZAJE DE LA ANATOMÍA HUMANA

Enrique Aguilar Martínez^a, Trigo Montserrat Alarcón Ruíz^a, Rafael Eduardo López Barrón^a, Jesús Eduardo González Gómez^a, Antonio Sánchez Uresti^a

^aCentro de Ingeniería Biomédica, Hospital Universitario Dr. José Eleuterio González, Universidad Autónoma de Nuevo León, Monterrey, N.L, ibhu@uanl.mx

RESUMEN

El método tradicional de enseñanza de la Anatomía Humana establece la necesidad de la práctica con material humano¹. Las clases prácticas en la sala de disección, con el cadáver, no son solo una práctica, sino que implican una serie de experiencias que a menudo son incómodas y no placenteras para el alumno².

El objetivo principal de este proyecto fue aplicar las tecnologías actuales de Realidad Virtual en la metodología convencional de enseñanza en Anatomía Humana. Obtuvimos una aplicación VR de fácil acceso con potencial para ser utilizada como herramienta didáctica y diagnóstica que facilita la comprensión de imágenes bidimensionales convertidas en volúmenes tridimensionales manteniendo sus relaciones y dimensiones anatómicas.

Palabras Clave: Realidad Virtual, Anatomía, Educación

ABSTRACT

The traditional method of teaching human anatomy establishes the need for practice with human material. (Guiraldes, Oddó, Mena, Velasco and Paulos, 2001). The practical classes in the dissection room, with the corpse, are not only for a practice, but they involve a series of experiences that are often uncomfortable and not pleasant for the student. (Pérez, Riba, Ortiz Sagristá, Martínez and Götzens García, 2007).

The main objective this project was to apply the current technologies of Virtual Reality in the Conventional Evaluation in Human Anatomy. We obtained an easily accessible VR application with potential to be used as a didactic and diagnostic tool that facilitates the understanding of two-dimensional images converted into three-dimensional volumes while maintaining their anatomical relationships and dimensions.

Keywords: Virtual Reality, Anatomy, Education

ANTECEDENTES

El método tradicional de enseñanza de la Anatomía Humana establece la necesidad de la práctica con material humano¹. Las clases prácticas en la sala de disección, con el cadáver,

no son solo una práctica, sino que implican una serie de experiencias que a menudo son incómodas y no placenteras para el alumno².

El modelo de enseñanza tradicional de transmisión-recepción ha sido cuestionado al confrontar que aunque las exposiciones sean claras y frecuentes sobre contenidos importantes, persisten errores y suelen lograrse sólo aprendizajes superficiales^{3,4}.

Hasta hace muy poco, consideramos la Realidad Virtual (el uso de métodos computacionales para presentar a los usuarios un entorno multimedia que simula la realidad) como algo que estaba muy cerca, pero todavía era ciencia ficción, hoy la Realidad Virtual se está integrando en muchas áreas diferentes de nuestras vidas, desde videojuegos hasta diferentes casos de uso industrial y, por supuesto, está comenzando a usarse en medicina⁵.

El objetivo principal en el desarrollo de este proyecto fue aplicar las tecnologías actuales de Realidad Virtual en la metodología convencional de enseñanza en Anatomía Humana.

Para el desarrollo de la aplicación se utilizó exclusivamente software de código abierto gratuito. Se inició obteniendo la reconstrucción tridimensional utilizando el software *3DSlicer v4.8*⁶ de las estructuras óseas del pie a partir de una Tomografía Axial Computarizada (TAC) de Alta Resolución con cortes de 1.1 mm, generando volúmenes tridimensionales. Para el diseño del entorno tridimensional se utilizó el Motor de Videojuegos *Godot v3.0.2*.

Obtuvimos una aplicación VR de fácil acceso con potencial para ser utilizada como herramienta didáctica y diagnóstica que facilita la comprensión de imágenes bidimensionales convertidas en volúmenes tridimensionales manteniendo sus relaciones y dimensiones anatómicas. La representación tridimensional de la anatomía humana a partir del uso de la simulación de Realidad Virtual en la enseñanza a los Estudiantes de Medicina resulta en una poderosa herramienta para la adquisición de conocimientos en búsqueda de una mejor comprensión de la materia, fungiendo como apoyo a métodos convencionales de enseñanza y facilitando el alcance a la práctica de la anatomía.

1. INTRODUCCIÓN

Las metas de un curso de Anatomía en Medicina giran alrededor de la preparación del médico para la aplicación de los contenidos aprendidos en su desempeño laboral, sea este en docencia, investigación o asistencia. El método tradicional de enseñanza de la Anatomía Humana establece la necesidad de la práctica con material humano¹. Sin lugar a dudas, la anatomía es una de las asignaturas que más cautiva al estudiante de reciente ingreso en la Facultad de Medicina, pero a la vez, es el inicio de su relación de largos encuentros con la muerte. Las clases prácticas en la sala de disección, con el cadáver, no son solo una práctica, sino que implican una serie de experiencias que a menudo son incómodas y no placenteras para el alumno².

El modelo de enseñanza tradicional de transmisión-recepción ha sido cuestionado al confrontar que, aunque las exposiciones sean claras y frecuentes sobre contenidos

importantes, persisten errores y suelen lograrse sólo aprendizajes superficiales. Las clases presenciales magistrales, seminarios y otras actividades requieren de un gran esfuerzo en preparación, lo cual implica tiempo y dedicación del docente y de los estudiantes, no lográndose siempre los resultados esperados^{3,4}.

En la actualidad han surgido herramientas que facilitan al estudiante y al profesional de la medicina, el acceso a la información y capacitación mediante libros de texto, imágenes y replicas sintéticas del cuerpo humano⁷.

Hasta hace muy poco, consideramos la Realidad Virtual (el uso de métodos computacionales para presentar a los usuarios un entorno multimedia que simula la realidad) como algo que estaba muy cerca, pero todavía era ciencia ficción. Sin embargo, hoy la Realidad Virtual se está integrando en muchas áreas diferentes de nuestras vidas, desde videojuegos hasta diferentes casos de uso industrial y, por supuesto, está comenzando a usarse en medicina⁵ gracias a que se convierte día con día en una tecnología cada vez más accesible⁸. La tecnología VR les permite a los usuarios sumergirse artificialmente e interactuar con un mundo simulado por computadora. En nuestro bolsillo cargamos dispositivos con los componentes necesarios para proyectar (con ayuda de visores de Realidad Virtual) imágenes que sobrepasan los límites de la realidad.

2. OBJETIVOS

Aplicar las tecnologías actuales de Realidad Virtual en la metodología convencional de enseñanza en Anatomía Humana.

- Diseñar una aplicación para dispositivos móviles (smartphones) de enseñanza interactiva e inmersiva.
- Utilizar herramientas Open-Source para facilitar la distribución libre de nuestra aplicación.

3. METODOS

Para el desarrollo de la aplicación se utilizó exclusivamente software de código abierto gratuito multiplataforma. Se utilizó como hardware para desarrollo: Macbook Air 13” 2017 macOS 10.13.4, Macbook Pro 13” 2010 macOS 10.13.4, Motorola Moto G4 Plus (XT1641) y lentes de RealidadVirtual Vorago VR-100 (Fig. 1).



Fig. 1: Lentes de Realidad Virtual Vorago VR-100

Elegimos la anatomía ósea del pie basado en la complejidad para su estudio escuchando las inquietudes de alumnos del primer año de medicina y la recomendación de miembros más avanzados de la comunidad estudiantil, la facilidad de preparación de la pieza en software debido a las densidades propias de los tejidos óseos, y los estudios de imagen con los que contábamos.

Elegimos la anatomía ósea del pie basado en la complejidad para su estudio escuchando las inquietudes de alumnos del primer año de medicina y la recomendación de miembros más avanzados de la comunidad estudiantil, la facilidad de preparación de la pieza en software debido a las densidades propias de los tejidos óseos, y los estudios de imagen con los que contábamos.

Se inició obteniendo la reconstrucción tridimensional utilizando el software *3DSlicer v4.8* (Fig. 2)⁶ de las estructuras óseas del pie a partir de una Tomografía Axial Computarizada (TAC) de Alta Resolución con cortes de 1.1 mm, generando volúmenes tridimensionales en formato “.obj” de las estructuras óseas, las cuales representan fielmente la anatomía debido a la fuente de origen. Se realizaron ajustes menores a las piezas en el software *Blender v2.79b* relacionados a la posición cartesiana del objeto.

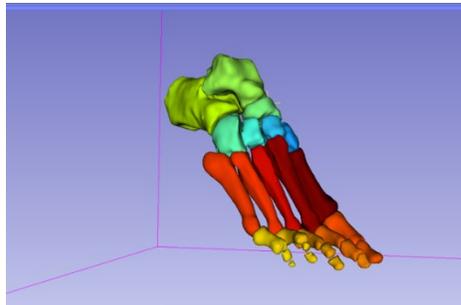


Fig. 2: Reconstrucción Tridimensional de las estructuras óseas del Pie en *3DSlicer v4.8*

Para el diseño del entorno tridimensional se utilizó el Motor de Videojuegos *Godot v3.0.2* para programar un entorno que hospedara las piezas para su proyección en un visor de VR para móviles (Vorago VR-100) que utilice los componentes incluidos en cualquier Smartphone (giroscopio y acelerómetro) (Fig. 3).

Las pruebas se realizaron por dos métodos: Simuladas, dentro del entorno de pruebas de Godot v3.0.2 (Fig. 4), después, se exportó el proyecto en formato “.apk” para probarlo en un dispositivo Android (Moto G4 Plus, Android 7.1.2 32-bit).



Fig. 3: Entorno Tridimensional diseñado en *Godot v3.0.2*

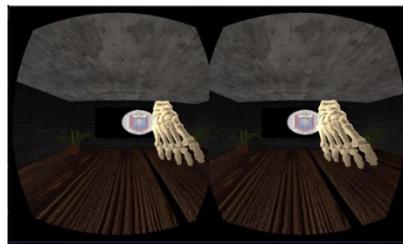


Fig. 4: Prueba Simulada en vista estereoscópica en *Godot v3.0.2*

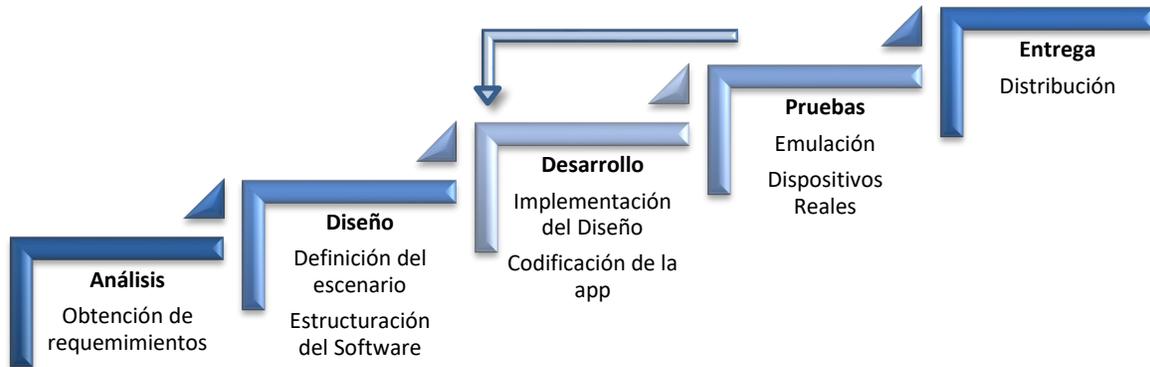


Fig. 5: Metodología de desarrollo

4. RESULTADOS

Obtuvimos una aplicación VR de fácil acceso con potencial para ser utilizada como herramienta didáctica y diagnóstica que facilita la comprensión de imágenes bidimensionales convertidas en volúmenes tridimensionales manteniendo sus relaciones y dimensiones anatómicas.

La herramienta es capaz de mostrar perspectivas distintas a las que un modelo cadavérico nos permite debido a la simulación de vuelo que se genera en el entorno y al aumento del tamaño en las estructuras pequeñas, permitiéndonos el estudio el modelo desde ángulos y acercamientos complejos.

La aplicación de esta nueva herramienta de aprendizaje en nuestro medio representa una ayuda accesible debido a su bajo costo de implementación, y adaptable al curso gracias a la capacidad editable del software, permitiéndonos ampliar nuestro catálogo de estructuras anatómicas a futuro.

A diferencia de los métodos de estudio actuales, la portabilidad de nuestro equipo es mayor a la que representa el estudio cadavérico, además, la disección cadavérica implica un costo. Sin contar el mantenimiento del laboratorio de disección, un cadáver completo cuesta alrededor de 1200 € (aprox. \$28,196 pesos MXN). El desarrollo de nuestra aplicación, sin costos de mantenimiento, no supera los \$350 pesos MXN. (Facultad de Medicina, UMH, 2012).

Realizamos una encuesta a alumnos de la Facultad de Medicina de la UANL que habían concluido la materia de Anatomía Macroscópica y obtuvimos comentarios favorables acerca de la aplicación y su uso en el método de enseñanza actual. La opinión general concuerda en la necesidad de incorporar las nuevas tecnologías a la enseñanza de la anatomía, consideran la experiencia lo suficientemente inmersiva y lamentan que esta herramienta no existiera cuando cursaron la materia.

5. CONCLUSIONES

La aplicación de las tecnologías utilizadas permitirá a los estudiantes de medicina ampliar sus conocimientos y habilidades prácticas, generar formas de innovación en docencia y elevar la calidad del método de aprendizaje actual.

En comparativa con los métodos de enseñanza actuales, la Realidad Virtual aplicada a la medicina presenta ventajas inasequibles para lo convencional. Este artículo presenta una herramienta adicional en la enseñanza del médico.

La representación tridimensional de la anatomía humana a partir del uso de la simulación de Realidad Virtual en la enseñanza a los Estudiantes de Medicina resulta en una poderosa herramienta para la adquisición de conocimientos en búsqueda de una mejor comprensión de la materia, fungiendo como apoyo a métodos convencionales de enseñanza y facilitando el alcance a la práctica de la anatomía.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Guiraldes, H., Oddó, H., Mena, B., Velasco, N. and Paulos, J., “ENSEÑANZA DE LA ANATOMÍA HUMANA: EXPERIENCIAS Y DESAFÍOS EN UNA ESCUELA DE MEDICINA,” *Rev. Chil. anatomía* 19(2), 205–212 (2001).
- [2] Pérez, M. M., Riba, N. P., Ortiz Sagristà, J. C., Martínez, A. and Götzens García, V., “Human Anatomy: reactions of first year medical students to the dissection room,” *Educ. Médica* 10(2), 105–113 (2007).
- [3] Beas, J., Santa Cruz, J., Thomsen, P. and Utreras, S., “Enseñar a pensar para aprender mejor,” *Santiago Ediciones Pontif. Univ. Católica Chile* (2001).
- [4] Ausubel, N. and Novak, D., “Psicología Educativa: Un punto de vista cognoscitivo,” México Ed. Trillas, 186–191 (1983).
- [5] Izard, S. G., Juanes, J. A., Peñalvo, F. J. G., Ma, J., Estella, G., José, M., Ledesma, S. and Ruisoto, P., “Virtual Reality as an Educational and Training Tool for Medicine,” 1–5 (2018).
- [6] Fedorov, A., Beichel, R., Kalphaty-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robbin, J.-C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., Sonka, M., Buatti, J., Aylward, S., Miller, J. V., Pieper, S. and Kikinis, R., “3D slicers as an image computing platform for thw quantitative imaging network,” *Magn. Reson. Imaging* 30(9), 1323–1341 (2012).
- [7] Villalobos, F. E., Torres, J. L., Matsunobu, R. T. and Ciudad De México, H. X., “Educación médica con modelos anatómicos en cadáver. Revisión bibliográfica,” *Rev Mex Ortop Traum* 15(6), 312–315 (2001).
- [8] Zahiri, M., Booton, R., Nelson, C. A., Oleynikov, D. and Siu, K.-C., “Virtual Reality Training System for Anytime/Anywhere Acquisition of Surgical Skills: A Pilot Study,” *Mil. Med.* 183486(3) (2018).

- [9] Facultad de Medicina de la Universidad Miguel Hernández., “Acuerdo de aprobación del Procedimiento de gestión de la sala de disección de la Universidad Miguel Hernández.” Elche, España. (2012).

DISPOSITIVO DE COMPRESIÓN NEUMÁTICA SECUENCIAL PARA EXTREMIDAD INFERIOR

D. Giselle Chávez Soto^a, Miguel A. Méndez Velázquez^a

^aCentro de Ingeniería Biomédica, Hospital Universitario, UANL, ibhu@uanl.mx, gisellejh3@gmail.com, miguelmdz23@gmail.com

RESUMEN

La enfermedad tromboembólica venosa (ETE) es un trastorno donde se presenta una trombosis venosa y/o un embolismo pulmonar. Existen múltiples factores de riesgo para su desarrollo, por lo que profilácticamente se utiliza la compresión secuencial de extremidades inferiores mediante el uso de dispositivos que consisten en 3 cámaras de aire desde el pie hasta la porción inferior del muslo. Son infladas de manera secuencial, alcanzando la presión máxima entre 11 y 12 segundos, y de relajación a elección del usuario. Al ser dispositivos de alto costo, poco accesibles e incómodos para los pacientes, se busca el desarrollo de una órtesis con la misma finalidad siendo de menor costo, más cómoda y con menos efectos adversos a comparación de los usados en la actualidad.

Palabras Enfermedad tromboembólica venosa, trombosis venosa profunda, PLA, compresión neumática secuencial

ABSTRACT

Venous thrombosis is a disorder where either a deep vein thrombosis and / or a pulmonary embolism occur. There are multiple risk factors for its development, to prevent this, sequential compression devices of lower extremities are used. These devices consist of 3 air chambers from the foot to the lower portion of the thigh. They are inflated sequentially, reaching the maximum pressure in between 11 and 12 seconds, and relaxation is customizable. Being high-cost devices, of difficult access and uncomfortable for patients, the development of an orthosis is sought with the same purpose but being lower cost, more comfortable and with fewer adverse effects compared to those currently used.

Keywords: Venous thromboembolic disease, deep vein thrombosis, PLA, sequential pneumatic compression

1. INTRODUCCIÓN

Las guías de práctica clínica mexicanas (IMSS 425 10) recomiendan dentro de su tratamiento la deambulacion temprana, las medias de compresion graduada y los dispositivos de compresion neumática intermitente. Siendo esta última una alternativa para pacientes cuya deambulacion está comprometida y no les es posible.

Algunos de los dispositivos encontrados en el Journal CiOS Clinics in Orthopedic Surgery, que cumplen con estas funciones son el SCD Express devices ®, que provee compresiones

secuenciales alternadas con ciclos de compresión y relajación customizables de acuerdo a los tiempos de llenado venoso de extremidades inferiores del paciente. El SCD Express® mide el tiempo posterior a la compresión de las extremidades inferiores por separado, y usa la de mayor duración para ambas piernas.

Posee una batería de uso opcional, con durabilidad de 6 a 8 horas. Se utiliza una presión máxima entre 40-45 mmHg, alcanzada en 11 segundos.

DVT-3000 devices®, posee batería de uso opcional con duración de 8 a 10 horas. Se utiliza una presión máxima entre 40-45 mmHg, alcanzada en 12 segundos 40-45 mmHg, y tiempo de relajación customizable entre 24, 48 y 60 segundos, de acuerdo con los tiempos de llenado venoso de extremidades inferiores del paciente.

Ambos dispositivos consisten en 3 cámaras de aire desde el pie hasta la porción inferior del muslo, y son infladas de manera secuencial².

JUSTIFICACIÓN

Este protocolo se basa en la creciente demanda de un dispositivo utilizable para la profilaxis o tratamiento de la enfermedad tromboembólica venosa, a bajo costo, que sea cómodo y accesible para los pacientes ambulatorios, con la finalidad de la disminución de abandono a esta terapia.

HIPÓTESIS

El uso de la compresión neumática secuencial es favorable para la prevención de la trombosis venosa profunda

OBJETIVO

Diseñar una órtesis de compresión neumática secuencial que sea auxiliar en la prevención de trombos en extremidades inferiores al mejorar la circulación sanguínea en la extremidad afectada, sin la dependencia de tromboprofilaxis con anticoagulante.

OBJETIVOS PARTICULARES

- Mayor comodidad para el usuario comparado con otros del mismo tipo
- Mejora estética
- Reducción del costo para la institución y/o el paciente que lo requiera
- Reducción de efectos deletéreos que impiden la continuación de su uso

2. TEORÍA

La enfermedad tromboembólica venosa (ETEV) es un trastorno donde se presenta una trombosis venosa y/o un embolismo pulmonar. La trombosis venosa es caracterizada por la

presencia de un coágulo o trombo en alguna vena de la vasculatura. Se le denomina profunda, al estar involucrada una arteria a la vez³.

La trombosis venosa profunda (TVP) se caracteriza por la tríada de Virchow: lesión endotelial, alteración de la hemostasia y un estado hipercoagulable.

Al estado predisponente a la trombosis se le denomina estado pro-trombótico o trombofilia. Se asocia a factores de origen primario como la deficiencia de inhibidores antitrombóticos y mutaciones genéticas como la enfermedad de Leiden, o adquiridos como cirugía previa, traumatismo, inmovilidad por un período prolongado, obesidad, edad avanzada, tratamiento hormonal, embarazo y puerperio⁴.

La incidencia de la ETEV es de 1 a 2 personas por cada 1000, cada año¹ 2/3 de los casos de ETEV son debido al internamiento hospitalario, pero sólo 1/3 de los pacientes reciben tratamiento profiláctico adecuado².

La profilaxis se realiza para disminuir el riesgo de morbi-mortalidad en las hospitalizaciones y en procedimientos quirúrgicos asociados a la trombólisis.

La ETEV, en un caso agudo es tratada con heparinas de bajo peso molecular (HBPM), para un posterior uso de antagonistas de la vitamina K, como terapia a largo plazo con la finalidad de prevenir recurrencias⁵.

La terapia mecánica, se basa en la compresión secuencial. En una metanálisis, se encuentra que reduce la recurrencia, tanto de la trombosis venosa profunda, como del embolismo pulmonar comparado con pacientes a quienes no se les realizó esta profilaxis. El uso de la compresión secuencial favorece de manera local y sistémica la actividad fibrinolítica, agregándole mayor protección contra la trombosis venosa profunda aguda mediante el vaciamiento mecánico de de las venas de la extremidad inferior⁶. Además, se encontró que es efectiva para la trombosis venosa profunda como la profilaxis con anticoagulantes y se asocia a menor probabilidad de sangrado. Ambas terapias, en conjunto, disminuyen aún más las probabilidades de trombosis venosa profunda⁷

3. METODOLOGÍA

Se comenzó por definir el problema y para ello se hizo una búsqueda bibliográfica y de soluciones en el mercado encontrando con que el dispositivo necesario existe, sin embargo, existe la posibilidad de mejorarlo y la disminución de su costo otorgar un mayor beneficio a una mayor cantidad de gente, al ser más accesible.

Una vez identificada la necesidad y revisando los avances e investigaciones relacionados a esta problemática, se decidió la aplicación de mejoras para obtener mejores resultados en el tratamiento.

Después, se procedió a buscar materiales que pudieran ser utilizados y fuesen baratos. A la par, se comenzó con el diseño por medio de CAD. Los materiales seleccionados fueron nylon

principalmente para los sacos que estarán en contacto con la piel para contener la presión, un recubrimiento de neopreno y en el exterior una tela para darle estructura y que la presión se aplique sobre la extremidad inferior. Para el contenedor de la electrónica y demás componentes necesarios; será un plástico rígido sugiriendo PLA para el prototipado.

4. RESULTADOS

Se elaboró el diseño conceptual asistido por computadora, así como la selección de materiales de fabricación, tanto de prototipado como de producción en masa, dando como resultado un producto efectivo, económico y eficaz para los padecimientos mencionados, con potencial de mayores aplicaciones con mínimos cambios.

5. CONCLUSIONES

Los dispositivos de compresión secuencial neumática intermitente son sugeridos como profilaxis para la trombosis venosa profunda en conjunto con anticoagulantes orales. Dichos dispositivos tienen un alto costo y son de baja disponibilidad para los pacientes, cosas que se tomaron en cuenta como áreas de oportunidad a mejora para la realización de este proyecto.

Al contribuir a la mejora de diseño y precio del dispositivo, se espera que incremente la disponibilidad del mismo, así como la disminución de costos resultarían en un mayor apego al tratamiento.



Diseño conceptual basado en la utilidad y portabilidad del dispositivo.

6. REFERENCIAS

- [1] Secretaría de Salud, “Diagnóstico y Tratamiento de la Enfermedad Tromboembólica Venosa.” Guías de Práctica Clínica (2010).
- [2] K. H. Koo et al., “Comparison of clinical and physiological efficacies of different intermittent sequential pneumatic compression devices in preventing deep vein thrombosis: A prospective randomized study,” *CiOS Clin. Orthop. Surg.* 6(4), 468–475 (2014) [doi:10.4055/cios.2014.6.4.468].

- [3] Guenter, G., Arauz, A., “Trombosis venosa cerebral: aspectos actuales del diagnóstico y tratamiento.” *Neurología* 26(8), 488–498 (2011).
- [4] G. Lippi, E. J. Falavero, and G. Cervellin, “Prevention of venous thromboembolism: Focus on mechanical prophylaxis,” *Semin. Thromb. Hemost.* 37(3), 237–251 (2011) [doi:10.1055/s-0031-1273088].
- [5] García Prieto, M., Maseda, A., Sánchez, A., Lorenzo-López, L., Núñez-Naveira, L., Millán-Calenti, J. C., “Enfermedad tromboembólica venosa en personas mayores: revisión de la literatura,” *Gerokomos* 25(3), 93–97 (2014).
- [6] Tamay, T. J., Rohr, P. R., Davidson, A. G., Stevenson, M. M., Byars, E. F., Hopkins, G. R., “Pneumatic calf compression, fibrinolysis, and the prevention of deep venous thrombosis.” *Surgery* 88(4), 489–496 (1980).
- [7] K. M. Ho and J. A. Tan, “Stratified meta-analysis of intermittent pneumatic compression of the lower limbs to prevent venous thromboembolism in hospitalized patients,” *Circulation* 128(9), 1003–1020 (2013) [doi:10.1161/CIRCULATIONAHA.113.002690].

IMPRESIÓN 3D COMO HERRAMIENTA DE APRENDIZAJE EN LA TÉCNICA DE COLOCACIÓN DE TORNILLOS TRANSPEDICULARES DE COLUMNA LUMBAR: CREACIÓN DE UN SIMULADOR PARA ENTRENAMIENTO

Janeth Betzabe Gallegos Morales^a, Rafael Eduardo López Barrón^a, Jesús Eduardo González Gómez^a, Adrian Antonio Negreros Osuna^b, Guillermo Elizondo Riojas^b, Antonio Sánchez Uresti^a

^aCentro de Ingeniería Biomédica, Hospital Universitario Dr. José Eleuterio González, Universidad Autónoma de Nuevo León, Monterrey, N.L., betzi.hannly@hotmail.com, rafael.elb13@gmail.com, choi.gzz@gmail.com, antsanchez@gmail.com

^bCentro Universitario de Imagen Diagnostica, Hospital Universitario “Dr. José Eleuterio González” Monterrey, Nuevo León. anegrerososuna@mgh.harvard.com, guillermo.elizondo@idhu.mx.

RESUMEN

Las Patologías de la columna vertebral son un problema de salud en la población, comprenden un 13% de las consultas de primer nivel. 9 de cada 10 adultos presentara un cuadro de lumbalgia con tendencia a cronicidad en 15-36%, la instrumentación transpedicular tiene complicaciones de hasta 54%, por ello, existe justificación de un amplio conocimiento en la morfología vertebral y estructuras neurovasculares.

Se realizó una segmentación de columna lumbar para su impresión en 3D y su empleo en el entrenamiento de colocación de tornillos transpediculares. Como conclusión, la impresión 3d es una forma de obtener modelos realistas Su uso en hospitales facilitaría la adquisición de habilidades quirúrgicas.

Palabras clave: Impresión 3d, simulación médica, tornillos transpediculares

ABSTRACT

The spine pathologies are a health population problem, comprising 13% at first level of medical attention. 9 out of 10 adults will present a lumbalgia with a tendency to chronicity in 15-36%. Transpedicular instrumentation has complications up to 54%, therefore, there is justification for extensive knowledge in vertebral morphology and neurovascular structures.

We performed a segmentation of the lumbar spine using 3D printing and its use in transpedicular screw placement training. As a conclusion, 3D printing is a practical way to obtain realistic models. Its use in hospitals would facilitate the surgical skills.

Keywords: 3D printing, medical simulator, transpedicular screws

1. INTRODUCCIÓN

Las Patologías de la columna vertebral son actualmente, uno de los principales problemas de salud en la población general, comprenden un 13% de las consultas de primer nivel presentando una cronicidad de hasta un 36%¹. La técnica de fijación transpedicular, es una técnica comúnmente utilizada para la fijación posterior de columna dorsal y lumbar en casos de inestabilidad vertebral, lesiones postraumáticas, tumores, escoliosis y cambios crónicos degenerativos^{2,3}. La colocación transpedicular de tornillos continúa siendo hasta el día de hoy una técnica que implica diversos retos por la variabilidad en la profundidad, altura, y orientación de los procesos espinosos así como la proximidad de las raíces nerviosas⁴.

En general, la instrumentación transpedicular tiene tasas de complicaciones que reportan hasta en un 54%, A causa de esto, se infiere una justificación para la necesidad de un amplio conocimiento de la morfología de columna vertebral y la proximidad a estructuras neurovasculares además, es indispensable contar con experiencia, habilidades clínicas y quirúrgicas. Se encuentran reportadas actualmente cuatro tipos de falla por instrumentación: biológica, mecánica, en la planeación y en la aplicación, además falla por la colocación excéntrica de tornillos y por un tornillo de diámetro inadecuado^{5,8,9}. El entrenamiento es un elemento básico para la ejecución. Cualquier fallo consecuente a impericia, ignorancia o inexperiencia, puede ser causante de un desenlace fatal para el paciente tratado, llegando a magnitudes tan desastrosas como la muerte.

Existen múltiples formas para el desarrollo de habilidades mecánicas. Se han utilizado métodos como el uso de cadáveres, maniqués, animales vivos e incluso, el entrenamiento al momento de la intervención, siendo supervisada por el experto. Estas prácticas conllevan potencialmente distintas complicaciones^{6,10}. La impresión tridimensional, tiene un potencial impacto en el campo de la salud, en especial en las áreas quirúrgicas⁷. Se ha empleado para la impresión de modelos sólidos anatómicos fieles a las dimensiones reales del paciente a tratar, para la educación de residentes en distintas áreas como la ortopedia y traumatología, y además, estos han sido utilizados para entrenamiento quirúrgico preoperatorio, diseño de guías, planificación y simulación en patologías complejas y anomalías congénitas⁶.

Nuestro propósito en este estudio es evaluar la aplicación de un modelo impreso en 3D, para facilitar el entrenamiento médico en la técnica de colocación de tornillos pediculares para tratar patologías de columna lumbar que requieran esta técnica.

OBJETIVO

Crear un modelo sólido en 3D con dimensiones basadas en la realidad anatómica de un paciente, para el entrenamiento de la técnica de fijación transpedicular en columna lumbar.

JUSTIFICACIÓN

Mediante la aplicación de modelos anatómicos impresos en tercera dimensión a partir de estudios de radiología los residentes de traumatología y ortopedia en formación, llegaron a adquirir las habilidades clínicas necesarias para su especialidad.

2. METODOLOGÍA

Reconstrucción e impresión 3D

Se utilizó una tomografía axial computarizada de columna lumbar con un grosor de corte de 1,0 mm, y los datos de cada capa se almacenaron en las imágenes digitales. Esta fue otorgada por el Centro Universitario de Imagen Diagnóstica del hospital universitario.

Los datos del TAC fueron importados a 3D slicer, software de uso libre para el procesamiento de imágenes y visualización tridimensional, lleva a cabo la conversión del archivo DICOM (Digital Imaging and Communication in Medicine) a STL (Stereolithography o Language Standard Number) para su utilización en la reconstrucción en tres dimensiones. Se realizó la segmentación de 4 vértebras lumbares (L2-L5). Fue exportado a Free CAD, un modelador CAD 3D paramétrico de uso libre, para la edición de los discos intervertebrales. Posterior a este paso, se importó el archivo a Cura, software de uso libre que prepara la segmentación para su impresión en 3D. Se imprimieron el modelo físico con una impresora de la marca Zortrax M200 en material ABS (imagen 1).



Imagen 1 impresión de vertebras después de retirar soportes

Entrenamiento y simulación de colocación de tornillos transpediculares

En este estudio, la técnica de fijación transpedicular fue utilizada para la colocación de los tornillos. (imagen 2) Fue realizada por el experto en un centro de entrenamiento facilitado por el departamento de anatomía humana de la Facultad de medicina UANL. (imagen 3) Con una gubia pequeña se extirpa el tubérculo vertebral, hasta descubrir el equivalente al hueso esponjoso. Se colocó un perforador y, antes de introducirse en el pedículo, se realizó un control mediante fluoroscopia. Se colocaron 6 tornillos transpediculares en el modelo y se implementó la verificación fluoroscópica, inspeccionando que no hubiese habido invasión del equivalente al canal medular.



Imagen 2 Colocación de tornillo transpedicular



Imagen 3 Estudiante utilizando el modelo

Evaluación del Modelo impreso en 3D

El modelo anatómico impreso a partir de los estudios de radiología del paciente fue evaluado por un médico neurocirujano con 30 años de experiencia. Se empleó una escala de valoración para comparar el modelo impreso, donde evaluó similitud anatómica, utilidad, facilidad de manejo, prevención de complicaciones como invasión a canal medular, y percepción de semejanza a la densidad ósea.

3. RESULTADOS

Se obtuvo un modelo con similitudes anatómicas a las del paciente y potencialmente útil en el entrenamiento en la técnica de fijación transpedicular. En la escala utilizada del 1 al 10, siendo el 10 la máxima similitud con la manipulación ósea, se logró una semejanza anatómica del modelo 9 de 10, utilidad 10 de 10, facilidad de manejo 7 de 10, prevención de invasión medular 8 de 10, percepción ósea 6 de 10.

La sensación percibida en el modelo tuvo una diferencia importante en comparación con la real en el hueso, sin embargo, es posible trabajar con el modelo de una manera sencilla.

En la fluoroscopia, la densidad apreciada es similar a la del hueso (imagen 4).

Es un buen modelo para desarrollar habilidades prácticas en el uso de las herramientas.

Tuvo utilidad en la retroalimentación, para verificar que no haya ocurrido invasión de canal medular, así como, estructuras adyacentes al cuerpo vertebral.



Imagen 4 Modelo visualizado bajo fluoroscopia

4. CONCLUSIONES

La impresión 3D es una novedosa forma de obtener modelos realistas directamente de los estudios de imagen de los pacientes. Su uso en hospitales facilitaría la adquisición de habilidades quirúrgicas para el personal en entrenamiento a un costo accesible.

Con ella es posible una planeación prequirúrgica novedosa, la cual ayude a anticipar problemas mediante una mejor comprensión de la anatomía del paciente.

Es un modelo que puede ser implementado en instalaciones con difícil acceso a la manipulación de cadáveres.

Conocemos que la aplicación del modelo no abarca aspectos como la disección con bisturí, cierre de herida quirúrgica, dicho aspecto, puede efectuarse en futuros modelos modificados.

Como limitantes, la utilización del material ABS no otorga una sensación real al momento de su manipulación, lo cual puede ser una desventaja para el practicante.

El tiempo de impresión es de 13 horas, esto es un inconveniente si se desea obtener un modelo de forma inmediata. De igual manera, la segmentación de la pieza anatómica requiere de personal con un entrenamiento especializado.

La aplicación de impresión en 3D corrobora lo ya demostrado en publicaciones similares. A nuestro conocimiento existe muy poca evidencia de su aplicación en México, por lo que es recomendable evaluar la aplicación de un protocolo científico en el que se pueda colaborar con otras instituciones para replicar el modelo y evaluar el verdadero beneficio a los pacientes.

A visión futura, se desea experimentar con modelos recubiertos con distintos materiales como gel y silicón para simular tejido blando, así como experimentación con modelos articulados. Los modelos anatómicos, pueden ser esterilizados, para ser utilizados simultáneamente en el quirófano, de esta forma, tener una interacción y participación dinámica directa de estudiante-profesor como herramienta de complemento.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Aguilera, A., Herrera, A., "Lumbalgia: una dolencia muy popular y a la vez desconocida.", comunidad y salud (11) (2013).
- [2] Prakash., Prabhu, L., Vadgaonkar, R., Pai, M., Ranade, A., Singh, G., "Morphometry of Vertebral Pedicles: a Comprehensive Anatomical Study in the Lumbar Region", 2018 (17 September 2018)
- [3] Arman, C., Naderi, S., Kiray, A., Aksu, F., Yılmaz, H., Tetik, S., Korman, E., "The human sacrum and safe approaches for screw placement", Journal of Clinical Neuroscience 16(8), 1046-1049 (2009).

- [4] Arman, C., Naderi, S., Kiray, A., Aksu, F., Yılmaz, H., Tetik, S., Korman, E., "The human sacrum and safe approaches for screw placement", *Journal of Clinical Neuroscience* 16(8), 1046-1049 (2009).
- [5] Li, G., LV, G., Passias, P., Kozanek, M., Metkar, U., Liu, Z., Wood, K., Rehak, L., Deng, Y., "Complications associated with thoracic pedicle screws in spinal deformity", *European Spine Journal* 19(9), 1576-1584 (2010).
- [6] Lopez, C., Juan, U., Carmen, M., "SIMULADOR QUIRÚRGICO VIRTUAL PARA EL ENTRENA- MIENTO EN CIRUGÍAS MÍNIMAMENTE INVASIVAS", *GeRTiSS(1)* (2018).
- [7] Grant, C., Izatt, M., Labrom, R., Askin, G., Glatt, V., "Use of 3D Printing in Complex Spinal Surgery", *Techniques in Orthopaedics* 31(3), 172-180 (2016).
- [8] Santoni, B., Hynes, R., McGilvray, K., Rodriguez-Canessa, G., Lyons, A., Henson, M., Womack, W., Puttlitz, C., "Cortical bone trajectory for lumbar pedicle screws", *The Spine Journal* 9(5), 366-373 (2009).
- [9] Gomez De la Riva, A., Isla, A., Pérez-López, C., Ortega, R., Fernandez Miranda, J., Heredero, J., "Causas de reintervención quirúrgica en pacientes con fijación lumbar intervenidos por estenosis de canal", *Neurocirugía* (17), 239 (2018).
- [10] DeMasi, S., Katsuta, E., Takabe, K., "Live animals for preclinical medical student surgical training", *Edorium(5)*, 24-31 (2018).

UTILIDAD DE MODELO DE IMPRESIÓN 3D PARA PLANEACIÓN QUIRÚRGICA EN METÁSTASIS VERTEBRAL

^aPatricio Garza-Benavidez, ^bAdrián Antonio Negreros-Osuna, ^aRafael Eduardo López-Barrón, ^aAntonio Sánchez-Uresti, ^bGuillermo Elizondo-Riojas

^aCentro de Ingeniería Biomédica, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma De Nuevo León, Monterrey, Nuevo León. patricio.garzabnvd@uanl.edu.mx, rafael.lopezbrr@uanl.edu.mx, antonio.sanchezrt@uanl.edu.mx

^bCentro Universitario de Imagen Diagnóstica, Hospital Universitario “Dr. José Eleuterio González” Monterrey, Nuevo León. anegrerososuna@mg.harvard.com, guillermo.elizondo@idhu.mx

RESUMEN

Introducción: El uso de impresión 3D en la medicina ha crecido exponencialmente. El planeamiento quirúrgico, entrenamiento quirúrgico y educación son algunas de sus utilidades. **Metodología:** Se usaron modelos de impresión 3D para la planeación quirúrgica de una paciente con osteosarcoma vertebral. Un software gratuito fue utilizado para la segmentación de las estructuras anatómicas deseadas. **Resultados:** Los modelos de impresión 3D cambiaron el abordaje quirúrgico propuesto inicialmente, al entender mejor la relación espacial de la anatomía de la paciente y su enfermedad. Se evitaron potenciales complicaciones. El modelo fue usado para la explicación al paciente del procedimiento quirúrgico a realizar. **Conclusiones:** La impresión 3D es una herramienta útil en la planeación quirúrgica.

Palabras clave: Impresión 3D, planeación quirúrgica, osteosarcoma.

ABSTRACT

Introduction: The use of 3D printing in medicine has grown exponentially. Surgical planning, surgical training and education are some of its uses. **Methodology:** 3D printed models were used for the surgical planning of a patient with vertebral osteosarcoma. Open source software was used for the segmentation of the desired anatomical structures. **Results:** 3D printing models changed the surgical approach initially proposed, offering a better understanding of the spatial conformation of the patient's specific anatomy and neoplastic disease. Potential complications were avoided. The model was used to explain to the patient the surgical procedure to be performed. **Conclusions:** 3D printing is a useful tool in surgical planning.

Keywords: 3D printing, surgical planning, osteosarcoma

1. INTRODUCCIÓN

La impresión 3D o manufactura aditiva no es una tecnología nueva, a pesar de ello, en los últimos años ha cobrado una mayor importancia en el área médica, especialmente en las especialidades quirúrgicas. El uso de modelos de impresión 3D es utilizado más comúnmente en áreas como cirugía ortopédica y cirugía plástica¹.

Existen múltiples ventajas en el uso de la impresión 3D en medicina, entre ellas se encuentran el uso de modelos impresos con patologías específicas para planeamiento quirúrgico de operaciones complejas o extensas, entrenamiento quirúrgico para residentes de cirugía y educación al paciente como facilitador para la explicación de los procedimientos a realizar^{1,2}.

El uso de esta tecnología es útil en la resección de enfermedades neoplásicas. En México, la neoplasia maligna ósea más común es el osteosarcoma, con un 46.6%. Debido a la agresividad local del osteosarcoma, la inadecuada escisión de cáncer conlleva a una mayor tasa de recurrencia y potencial metástasis. Justificado a esto, la resección amplia es recomendada como tratamiento^{3,4,5}.

Se ha documentado que la utilización de los modelos impresos 3D, a diferencia de usar únicamente estudios de tomografía computarizada, resonancia magnética o reconstrucciones virtuales, aporta una forma diferente de visualizar y de realizar el planeamiento quirúrgico, lo que conlleva un aumento en la confianza del cirujano para realizar el procedimiento, al igual que una potencial reducción del tiempo quirúrgico, complicaciones y radiación por métodos de imagen intraquirúrgicos^{6,7,8}.

OBJETIVO

Evaluar la utilidad de modelos de impresión 3D para planeación prequirúrgica en la resección de osteosarcoma de vertebra torácica en un paciente pediátrico.

HIPOTESIS

El uso de modelo de impresión 3D es útil para la planeación prequirúrgica en resección de osteosarcoma vertebral en paciente pediátrico.

2. METODOLOGÍA

Se presentó un caso complejo de metástasis a vertebra por osteosarcoma en una paciente pediátrica, por lo cual se solicitó la impresión de un modelo 3D.

Utilizando estudios de tomografía computarizada, se realizó el proceso de segmentación usando el software de código abierto 3D Slicer 4.8.0. para la obtención del segmento espinal y aorta deseado⁹. En la segmentación vertebral se incluyeron los cuerpos vertebrales, pedículos, láminas, apófisis transversales, espinosas y superiores, al igual que las costillas posteriores de los cuerpos vertebrales afectados. Se segmento de manera

individual la vértebra sana y la neoplasia, para una mejor identificación. (Fig. 1) Se realizó un postprocesamiento en el software final de impresión 3D para decidir los materiales, la orientación y los soportes para mantener las relaciones espaciales y que los modelos sean impresos correctamente. En este caso, utilizamos la tecnología Z-Suite (Zortrax, Olsztyn, Polonia) siendo la impresora 3D Zortrax M200.

Se imprimió el modelo 3D de la vértebra patológica con la neoplasia en distinto color, fue entregada a los cirujanos ortopedistas, posterior a su evaluación, se solicitó otra impresión para enriquecer el planeamiento quirúrgico, se obtuvo otro modelo de la vértebra T9 y su relación con la vértebra superior (T8), inferior (T10), costillas correspondientes y aorta torácica.

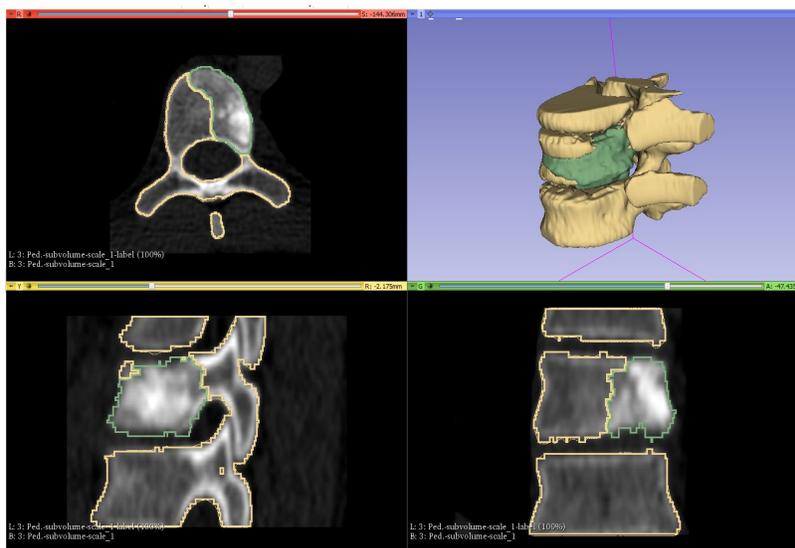


Figura 1. Modelo 3D segmentado de TAC con software 3D Slicer. Se segmentó la neoplasia (verde) de forma independiente a las estructuras sanas (amarillo)

3. RESULTADOS

Los modelos impresos fueron, vértebra T9, neoplasia de la vértebra, segmento de columna vertebral T8, T9, T10 con sus respectivas costillas y segmento aórtico en relación con la neoplasia. (Fig. 2)(Fig. 3).

La vértebra fue segmentada de manera que fuese posible observar la vértebra sin la neoplasia. La neoplasia fue impresa en otro color, para poder identificar de mejor manera la extensión de la patología. El segundo modelo impreso fue de mayor tamaño, incluyendo la vértebra superior, inferior y la porción de la aorta que se encontraba en cercanía.

Posterior al uso del modelo impreso 3D, los cirujanos de columna llegaron a la conclusión que el procedimiento propuesto inicialmente, la hemivertebrectomía, no cumpliría con resultados beneficiosos para la paciente, así que se decidió cambiar el procedimiento a vertebrectomía total.

Los modelos obtenidos lograron cambiar el procedimiento quirúrgico propuesto inicialmente e incluso, se decidió incorporar a un segundo equipo quirúrgico, cirujanos de tórax, debido a la complejidad de la cirugía. Se obtuvo un mejor entendimiento de la relación espacial y estructural de la anatomía específica de la paciente y su patología, observando como los arcos costales presentaban una estrecha relación con la aorta, justificando la necesidad de la intervención del equipo de cirugía de tórax para el abordaje.

Posterior a la cirugía, se reportó por parte de los cirujanos que hubo una mayor facilidad para realizar el abordaje, al igual que una menor incidencia de complicaciones con respecto a cirugías previas.

El modelo de impresión 3D también fue usado de igual forma para explicar al paciente y a sus familiares la naturaleza de la intervención quirúrgica.



Figura 2. Modelo de impresión 3D de vertebra T9 (blanco) y neoplasia (gris) de paciente pediátrica



Figura 3. Modelo de impresión 3D de vertebra T8, T9, T10 y costillas correspondientes (blanco), segmento de aorta torácica en íntima relación (rojo). La neoplasia fue suprimida del modelo para mejor visualización de estructuras sanas

4. CONCLUSIONES

El uso del modelo 3D para planeamiento quirúrgico es útil para casos complejos, en donde el planeamiento quirúrgico tradicional usando estudios de imagen 2D no dejen en claro la situación a enfrentar. Son de gran ayuda para entender las relaciones espaciales específicas de los pacientes antes de una cirugía, haciéndolos muy útiles para el planeamiento quirúrgico de rutina.

Gracias al modelo, fue posible cambiar el procedimiento quirúrgico antes de entrar al quirófano, evitando potenciales complicaciones, reduciendo el tiempo quirúrgico y radiación.

El modelo de impresión 3D también fue usado para explicar al paciente y a sus familiares la naturaleza de la intervención quirúrgica, dejándose claro el procedimiento, magnitud del problema y método de abordaje, obteniendo satisfacción y tranquilidad al conocer la patología presente.

Ofrecerle al cirujano un modelo de impresión en 3D posterior al planeamiento quirúrgico estándar con estudios de imagen 2D o reconstrucciones en 3D, ha demostrado mejoría en la toma de decisión, al proponer el mejor abordaje quirúrgico posible, e igual que tener poder en toma de decisiones prequirúrgicas, además de conceder un mejor entendimiento espacial anatómico específico del paciente y relación con estructuras anatómicas vecinas. La reducción potencial del tiempo quirúrgico, complicaciones y costos son características beneficiosas que falta investigar a fondo.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Martelli, N., Serrano, C., Van Den Brink, H., Pineau, J., Prognon, P., Borget, I., and El Batti, S., “Advantages and disadvantages of 3-dimensional printing in surgery: A systematic review,” in *Surg. (United States)* 159(6), pp. 1485–1500 (2016).
- [2] Kim, M.P., Ta, A.H., Ellsworth, W.A., Marco, R.A., Gaur, P., and Miller, J.S., “Three dimensional model for surgical planning in resection of thoracic tumors,” *International journal of surgery case reports* 16, 127–9 (2015).
- [3] Ma, L., Zhou, Y., Zhu, Y., Lin, Z., Wang, Y., Zhang, Y., Xia, H., and Mao, C., “3D-printed guiding templates for improved osteosarcoma resection,” *Scientific Reports* 6, 23335 (2016).
- [4] Baena-Ocampo, L. del C., Ramirez-Perez, E., Linares-Gonzalez, L.M., and Delgado-Chavez, R., “Epidemiology of bone tumors in Mexico City: retrospective clinicopathologic study of 566 patients at a referral institution,” *Annals of Diagnostic Pathology* 13(1), 16–21 (2009).
- [5] Feng, D., Yang, X., Liu, T., Xiao, J., Wu, Z., Huang, Q., Ma, J., Huang, W., Zheng, W., et al., “Osteosarcoma of the spine: surgical treatment and outcomes,” *World Journal of Surgical Oncology* 11(1), 89 (2013).

- [6] Auricchio, F., and Marconi, S., “3D printing: clinical applications in orthopaedics and traumatology,” *EFORT Open Reviews* 1(5), 121–127 (2016).
- [7] Christensen, A., and Rybicki, F.J., “Maintaining safety and efficacy for 3D printing in medicine,” *3D Printing in Medicine* 3(1), 1 (2017).
- [8] Wilcox, B., Mobbs, R.J., Wu, A.-M., and Phan, K., “Systematic review of 3D printing in spinal surgery: the current state of play,” *Journal of Spine Surgery* 3(3), 433–443 (2017).
- [9] Fedorov, A., Beichel, R., Kalpathy-Cramer, J., Finet, J., Fillion-Robin, J.C., Pujol, S., Bauer, C., Jennings, D., Fennessy, F., et al., “3D Slicer as an image computing platform for the Quantitative Imaging Network,” *Magnetic Resonance Imaging* 30(9), 1323–1341 (2012).

EXOESQUELETO PARA EXTREMIDAD INFERIOR DE BAJO COSTO

Karla Rodríguez^a, Anahí Naranjo^a, Alberto Cisneros^a, Eric Pérez^a

^aCentro de Ingeniería Biomédica, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Nuevo León

RESUMEN

A nivel mundial entre 250,000 y 500,000 personas sufren algún tipo de lesión medular al año [1]. Existen herramientas de apoyo para los pacientes parapléjicos, como sillas de ruedas y ortesis no mecánicas, pero estas no brindan la libertad de movimiento y por ende la mayoría de las veces favorecen al aislamiento del mismo. También se cuenta en el mercado con exoesqueletos robóticos de asistencia y rehabilitación, pero estos superan los U\$60,000, un recurso económico con el que muchos pacientes a nivel mundial no cuentan. En este trabajo se muestra el diseño de un exoesqueleto de miembros inferiores de bajo costo para asistir a personas con paraplejia. El diseño mecatrónico se realizó utilizando la metodología QFD, enfocado a características importantes en el prototipo tales como el precio, seguridad y ergonomía. El exoesqueleto está diseñado para ser construido utilizando métodos de manufactura rápidos y accesibles, como la impresión 3D o el maquinado CNC, usando de este modo materiales de bajo costo, pero resistentes.

El sistema busca tener movimientos predefinidos en forma secuencial, para facilitar la movilidad del paciente y proveer sostenibilidad limitada. El prototipo final permite auxiliar a las personas con discapacidad en su movimiento, mejorando su calidad de vida 1 línea en blanco

Palabras clave: Exoesqueleto, Impresión 3D, extremidad inferior

1. INTRODUCCIÓN

En México al año 2010, las personas que tienen algún tipo de discapacidad eran aproximadamente 5 millones representando el 5.1% de la población nacional; de estos el 14.9% fueron causados por algún tipo de accidente, mientras que en nuevo león este tipo de causal representa el 14.74% de la población en el estado [3]. La limitación de movilidad, como caminar o moverse, es una de las consecuencias y por ende el mayor padecimiento entre la población del país. Para ayudar a combatir este tipo de restricciones y evitar las desventajas de los equipos convencionales, como sillas de rueda, muletas u ortesis manuales, surgieron los exoesqueletos que son estructuras capaces de transmitir el peso del torso y la fuerza ejercida por este hacia el suelo sin necesidad de ser soportado por las piernas. Brindando así la movilidad e independencia que el paciente perdió, además de ayudar a su rehabilitación [2].

Un exoesqueleto se compone principalmente por 5 partes [8]. El marco, las baterías, los sensores, los controladores y los actuadores. El marco, esta usualmente hecho de un material resistente que permite el soporte del cuerpo del usuario y el peso del exoesqueleto. Generalmente se utilizan métodos de manufactura especializados en mejorar las estructuras para no basarse únicamente en las características de los materiales utilizados. El marco tiene conexiones en los puntos de articulación para permitir movilidad en las mismas uniones del cuerpo, como las rodillas o la cadera.

Las baterías, son la fuente de alimentación del exoesqueleto y son de gran importancia para el funcionamiento correcto del sistema. Estas, deben tener la facilidad de ser remplazadas sin desmontar el sistema completamente.

Los sensores, capturan información alrededor del usuario para permitir un movimiento fluido. Estos pueden ser manuales, como un sistema para darle movilidad y control al exoesqueleto o pueden ser eléctricos y funcionar con impulsos fisiológicos del usuario.

El controlador y los actuadores pueden ser considerados como parte de un solo sistema. El controlador es considerado el cerebro del sistema, que toma la información de los sensores y la envía a los actuadores quienes funcionan como músculos, proporcionando movilidad a cada articulación del exoesqueleto.

2. OBJETIVOS

El objetivo principal de este proyecto es diseñar un dispositivo electromecánico como apoyo para personas con problemas motrices en la parte inferior del cuerpo, basado en las exoestructuras, siendo este adaptable según las deficiencias motrices del usuario.

Objetivos particulares:

- Desarrollar un dispositivo electromecánico de bajo costo
- Reducir el peso total del dispositivo.
- Apoyo y adaptabilidad del dispositivo para las sesiones de rehabilitación.
- Sistema modulable, capaz de ser reparado individualmente sin detener el mecanismo entero.

3. METODOLOGIA

El exoesqueleto fue diseñado en base a la necesidad de un dispositivo capaz de asistir a personas con padecimientos motrices. El procedimiento fue dividido en tres fases principales, Definición del Problema, Análisis y Diseño e Implementación.

Durante la definición del problema, se encontraron necesidades básicas. Un sistema de bajo costo principalmente, capaz de ser reparado en secciones sin afectar el uso del sistema general, esto para evitar la suspensión de su uso por mantenimientos o fallas menores. Un

exoesqueleto enfocado a personas de bajos recursos con la capacidad de ser personalizado a diferentes tamaños y estaturas, resistente y con un diseño versátil y sencillo.

La fase de análisis y diseño permitió enfocarse en los materiales utilizados. Un sistema que se fabrica con manufactura de bajo costo y que es sistemático y modulable. Finalmente, durante la implementación se buscó conseguir sistemas de control capaz de acoplarse al diseño del exoesqueleto. Desmontable y de implementación sencilla. Un conjunto de electrónica dirigida a retroalimentar el sistema motriz del exoesqueleto.

4. RESULTADOS

El resultado es un exoesqueleto modulable, mostrado en la Figura 1. El sistema final se divide en 3 partes principales enfocadas en cada parte de la pierna enfocada en movimientos durante la marcha.



Figura 1. Exoesqueleto modulable, formado por 3 subsistemas intercambiables para su fácil mantenimiento y reparación

La parte inferior, que se muestra en la Figura 2, corresponde al soporte del pie y del tobillo, el cual es manufacturado utilizando la tecnología de impresión 3D en material ABS+ para mejorar su resistencia. El soporte de la planta del pie lleva en la base material antiderrapante para mejorar su adhesión a superficies lisas. En el tobillo se encuentra el primer módulo de motor, cada módulo es removible con una conexión snap on y contiene un Arduino mini [4] controlando un motor NEMA 23 [5] usando una alimentación externa. El módulo de motor es capaz de rotar el tobillo para apoyar el movimiento de dorsiflexión y plantar flexión en un rango de -30° a 30° .



Figura 2. Parte inferior del mecanismo, permitiendo soporte al pie y motores intercambiables. Esta parte esta manufacturada con impresión 3D para reducir costos de producción

La segunda parte corresponde al soporte de rodilla donde se localiza un segundo módulo de motor de conexión snap on para su fácil retiro. Este motor programado a un movimiento de entre -120° a 0° [6] asistiendo la flexión de la rodilla durante la marcha. Finalmente, la tercera parte se encuentra en la cadera donde un tercer modulo permite rotación de entre -20° y 20° . Esta última parte también contiene el sistema de control y alimentación portátil del exoesqueleto. Este módulo consiste en una batería HP12-40 marca Heycar a 12 v proporcionando 40 Ah, batería de electrolito retenido en fibras separadoras de microfibras de vidrio [7].

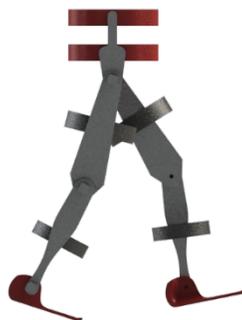


Figura 3. Sistema completo, conectado con estructuras de PTR para facilitar su construcción. Cada pieza del sistema es removible para su reparación individual. El soporte de la cadera fue impreso en 3D y los agarres del muslo y la pantorrilla son de velcro

Cada parte del sistema se ensambla con una barra tipo PTR (Perfil Tubular Rectangular) de $1'' \times \frac{1}{2}''$ capaz de auxiliar al paciente durante la marcha, manteniendo seguridad y soporte como se muestra en la Figura 3.

5. CONCLUSIONES

La innovación en tecnologías enfocadas a apoyar diferentes padecimientos motores amplia las características básicas y específicas de nuevos dispositivos diseñados. El exoesqueleto presentado en este poster está enfocado en ayudar a pacientes con bajos recursos, pero al mismo tiempo se enfoca en reducir ese rango de precios entre tecnologías de punta y tecnologías disponibles para el resto del mundo. El exoesqueleto, aunque sencillo, cumple con las necesidades físicas y tecnológicas planteadas.

El trabajo a futuro puede ser enfocado en desarrollar un sistema de lazo cerrado que permita el control del exoesqueleto a disposición del usuario, sin tener movimientos precargados o limitantes. Un sistema así permitiría obtener información del dispositivo para mejorar cada paso y apoyar no solo en actividades diarias si no también en rehabilitación para una mejor calidad de vida.

6. REFERENCIAS

- [1] Lesiones medulares. Organización mundial de la salud en línea. Estadísticas de la lesión medular mundial. Recuperado 18 mayo 2018. <http://www.who.int/es/news-room/fact-sheets/detail/spinal-cord-injury>

- [2] Franco Márquez Hisnel (2017), diseño y construcción de un exoesqueleto para la asistencia en la marcha en pacientes con paraplejia flácida, UAM mecatrónica y control.
- [3] Estadísticas de personas con discapacidad en México 2011. INEGI en línea. Discapacidad en México. Recuperado 18 mayo 2018. <http://cuentame.inegi.org.mx/poblacion/discapacidad.aspx?tema=P>
- [4] Arduino. (2018). Arduino Mini. Retrieved from <https://www.arduino.cc/en/Guide/ArduinoMini>
- [5] Reference, Q. (n.d.). 2-phase stepper motor Mechanical Specifications, (mm).
- [6] Lugo, E., Ponce, P., Molina, A., & Castro, S. (2014). Co-simulación del Diseño Biomecánico para un Exoesqueleto Robótico del Miembro Inferior. *Revista mexicana de ingeniería biomédica*, 35(2), 143-156. Recuperado en 05 de junio de 2018, de http://www.scielo.org.mx/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0188-95322014000200004&lng=es&tlng=es.
- [7] Unit, C. P., Unit, V. P., Resistance, I., Current, S. C., Life, D., Charging, R. M., ... Material, C. (n.d.). HP12-40 (12V40Ah), 40.
- [8] Álvarez Loya, I. Diseño de los elementos mecánicos de un exoesqueleto para personas con pérdida de movilidad en extremidades inferiores.

LABORATORIO PORTATIL PARA ANÁLISIS DE MARCHA

David Veloz^a, Karla Cabriaes^a, Eric Pérez^a, Antonio Sánchez^a, Mario Ramos^a, Ingrid Estrada^b

^aCentro de Ingeniería Biomédica, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Nuevo León

^bDepartamento de Neurología, Hospital Universitario, Universidad Autónoma de Nuevo León

RESUMEN

La exploración de la marcha nos ayuda a revelar las posibilidades motoras, la capacidad para llevar a cabo diferentes actividades cotidianas y así, valorar el impacto en la calidad de vida. El análisis cualitativo y cuantitativo de las características y parámetros de la marcha ha despertado un gran interés, debido a que las alteraciones en los parámetros que la conforman han sido asociadas con factores antropométricos, procesos o cambios normales relacionados con el proceso de envejecimiento, o como consecuencia de alteraciones biomecánicas a causa de diferentes patologías. Este trabajo presenta la adaptación de un laboratorio portable de la marcha, que utiliza sensores Inertial Measurement Unit (IMU) cuyo objetivo es obtener información acerca de la velocidad, orientación, y fuerzas gravitacionales, usando una combinación de acelerómetros y giroscopios.

El laboratorio permite, sin el uso de cámaras, analizar los posibles signos que se presentan en la marcha para detectar padecimientos neurológicos. Los IMU se colocan en los miembros analizables y por medio de un software diseñado se puede observar la posición y la velocidad de movimiento del usuario. El objetivo final del prototipo es poder comparar la información obtenida con bases de datos precargadas para poder detectar padecimientos.

Palabras clave: Marcha, IMU

1. INTRODUCCIÓN

La marcha humana es un proceso biomecánico extremadamente complejo, el interés en el análisis de la marcha humana surge por el hecho de que brinda información sobre posibles procesos patológicos que no son directamente observables, excepto mediante el uso de técnicas altamente invasivas [1]. Hoy en día el análisis de la marcha en pacientes que hayan sufrido algún tipo de accidente cardiovascular se realiza con sistemas de visión o sistemas basados en sensores inerciales. En este estudio se elabora un prototipo de un sistema portátil capaz de analizar desórdenes de la marcha en pacientes con algún desorden motriz, esto con el objetivo de adquirir más información que el ojo humano no puede percibir a primera vista. Estos sistemas son frecuentemente utilizados para cuantificar alteraciones de los patrones de marcha en disciplinas como fisioterapia, reumatología, ortopedia, rehabilitación o para identificar trastornos del aparato locomotor de origen neurológico.

Un análisis observacional podría resultar insuficiente en la detección oportuna de enfermedades más complejas, por lo que podemos utilizar este sistema para complementar el diagnóstico, tratamiento, seguimiento e implementación de métodos de rehabilitación, también nos permite inferir el pronóstico del padecimiento e iniciar un manejo oportuno y el más conveniente, en patologías asociadas con el movimiento [1]. El sistema presentado en este proyecto, consiste en un laboratorio portátil para el análisis de la marcha. Este está compuesto por cuatro unidades de medición inercial (IMU), integradas por acelerómetros y giroscopios basados en tecnología de sistemas electromecánicos (MEMS), y es capaz de calcular la inclinación de cada unidad sensorial en tiempo real. Dentro de los parámetros que el sistema busca identificar en la marcha se encuentran:

- Longitud de zancada: distancia lineal a la que se encuentran dos contactos de talón consecutivos de la misma extremidad.
- Longitud de paso: distancia lineal entre el primer contacto del talón de una extremidad y el de la extremidad contralateral.
- Ancho de paso: la distancia entre ambos pies, generalmente entre los talones, que representa la medida de la base de sustentación y equivale a 5 a 10 centímetros, relacionada directamente con la estabilidad y el equilibrio. Como la pelvis debe desplazarse hacia el lado del apoyo del cuerpo para mantener la estabilidad en el apoyo medio, una base de sustentación estrecha reduce el desplazamiento lateral del centro de gravedad.
- Altura del paso: el movimiento de las extremidades inferiores otorga una altura de 5 centímetros al paso, evitando el arrastre de los pies.
- Ángulo del paso o ángulo de la marcha: Se refiere a la orientación del pie durante el apoyo.
- Parámetros espaciotemporales
- Velocidad: Es la relación de la distancia recorrida en dirección de la marcha por unidad de tiempo.
- Velocidad de Balanceo: Tiempo en que se demora un miembro inferior desde la aceleración inicial hasta el siguiente paso.
- Velocidad media: Producto de la cadencia por la longitud de la zancada expresada en m/seg.
- Cadencia o ritmo del paso: Se relaciona con la longitud del paso y representa habitualmente el ritmo más eficiente para ahorrar energía en ese individuo en particular y según su estructura corporal. Los individuos más altos dan pasos a una cadencia más lenta, en cambio los más pequeños dan pasos más rápidos. Puede ir entre 90 a 120 pasos/min. [3]

2. OBJETIVOS

La alteración de la marcha puede verse afectada en cualquiera de sus parámetros (espaciales, temporales, espaciotemporales y cinemáticos) por causas multifactoriales. Dentro de las principales condiciones patológicas que alteran el patrón de marcha encontramos las

alteraciones neurológicas como resultado de un accidente cerebrovascular, traumatismo craneoencefálico, trauma raquimedular, esclerosis múltiple, demencia, enfermedad de Parkinson, etc. [2]. Por lo tanto, el objetivo principal de este proyecto va enfocado en realizar un sistema portátil para analizar la marcha y asistir al análisis observacional que se lleva a cabo actualmente.

Los objetivos específicos de este dispositivo son los siguientes:

- El dispositivo debe ser inalámbrico y fácil de conectar.
- Debe ser modular para evitar que la falla de una parte inhabilite el sistema completamente.
- El laboratorio debe ser capaz de medir, la longitud de zancada y de paso, el ancho de paso, la altura y el ángulo de paso.
- Con los ángulos y distancias obtenidos el sistema debe calcular velocidad de paso, de balanceo y cadencia.

3. METODOLOGÍA

Se lleva a cabo el desarrollo de un sistema de captura de movimiento compuesto por cuatro unidades sensoriales las cuales se conectan vía bluetooth a un controlador, el cual transmite información vía USB (Figura 1). Las unidades sensoriales están compuestas por acelerómetros y giroscopios triaxiales.

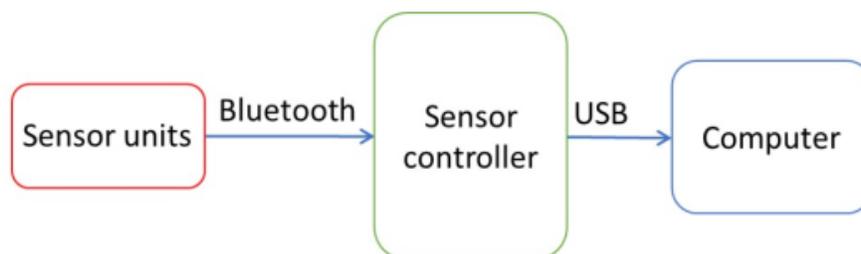


Figura 1. Esquema de transferencia de datos inerciales desde las unidades sensoriales hacia la computadora

Este sistema se coloca en los miembros inferiores, uno en el segmento arriba de la rodilla y otro en el segmento abajo de la rodilla. Para el correcto funcionamiento del sistema, se aplica una secuencia de calibración, esto para asegurar la comunicación de los diferentes dispositivos mencionados y evitar pérdida de información al momento de usar el sistema. Después se obtienen los ángulos quaternions de cada una de las unidades sensoriales en tiempo real y se muestra la orientación de cada una dentro de la interfaz del software Processing.

4. RESULTADOS

El sistema obtenido consiste en un conjunto de módulos independientes conformados por un giroscopio, un acelerómetro y un sistema bluetooth. Cuatro módulos se conectan a un controlador central que recibe información en tiempo real de cada parte del sistema Fig. 1.

Los módulos son colocados en cada segmento de la pierna (debajo y encima de la rodilla) con una cinta de ajuste para evitar movimientos y ruido durante las mediciones.

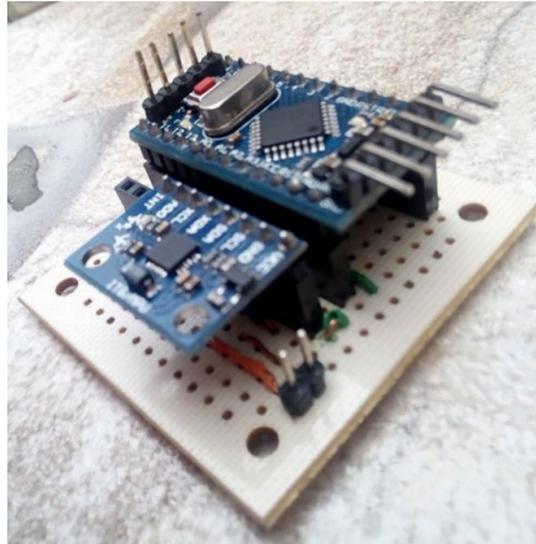


Figura 2. Módulos IMU

Para las primeras pruebas se realizaron diferentes posicionamientos de los módulos a diferentes ángulos, demostrando la capacidad de cada IMU de detectar de manera comparativa la posición deseada. En la tabla 1 se muestra un ejemplo de la respuesta gráfica del sistema referente a la orientación en tiempo real de una unidad sensorial.

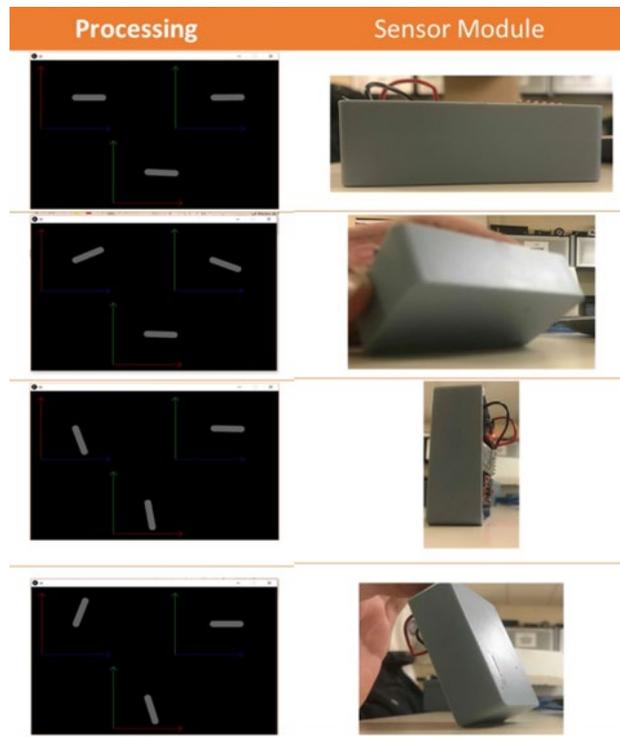


Figura 3. Por medio del software processing se muestra la orientación de la unidad sensorial en tiempo real. En la columna izquierda se muestra una imagen de la orientación del dispositivo y en la columna derecha se muestra la representación de su orientación

4. CONCLUSION

De acuerdo con los resultados de la implementación de este sistema, es posible obtener la orientación del mismo dispositivo en tiempo real mediante el uso del software gráfico Processing. Actualmente el sistema solo detecta la inclinación de cada sensor. Sin embargo, como trabajo a futuro, este sistema puede enfocarse en derivar la posición de las unidades sensoriales en tiempo real de los datos proporcionados por los acelerómetros triaxiales y utilizando ecuaciones matemáticas derivadas de los quaternions obtenidos con la información de los IMU.

5. BIBLIOGRAFÍA

- [1] Pdbiad, C. (2010). Biomechanical analysis of walking: Effects of gait velocity and arm swing amplitude, 112(1), 13–17.
- [2] Villadóniga, M., Millán, A. S., Cabañes-Martínez, L., Avilés-olmos, I., & Pedro, M. Á. (2016). Análisis cuantitativo de la marcha en pacientes con enfermedad de Parkinson avanzada, 63(Step 32), 97–102.
- [3] Agudelo, A. I., Briñez, T. J., Guarín, V., & Ruiz, J. P. (2013). Marcha: descripción, métodos, herramientas de evaluación y parámetros de normalidad reportados en la literatura. *CES Movimiento Y Salud*, 1(1), 29–43. [https://doi.org/10.1016/S1886-6581\(06\)70003-2](https://doi.org/10.1016/S1886-6581(06)70003-2).

UTILIZACIÓN DE MOLDE IMPRESO EN 3D PARA PLANEACIÓN QUIRÚRGICA DE RECONSTRUCCIÓN DE HUMERO

Rafael López^b, Adrián Negreros^a, Francisco Navarro^b, Daniela Ortega^b, Eric Pérez^b

^aCentro Universitario de Imagen Diagnostica, Hospital Universitario, Universidad Autónoma de Nuevo León

^bCentro de Ingeniería Biomédica, Facultad de Medicina, Universidad Autónoma de Nuevo León

RESUMEN

Actualmente, nuevos procedimientos centrados en mejorar las cirugías de reconstrucción han sido desarrollados. Desde técnicas buscando facilitar la cirugía y la recuperación del paciente hasta tecnologías enfocadas en la reducción de tiempos y costos. La impresión 3D es una tecnología en crecimiento en diferentes ciencias. En el campo de la medicina, se aplica en la creación de prótesis personalizadas, diseño de moldes para estructuras implantables, modelos anatómicos, instrumentos quirúrgicos y más recientemente en fabricación de tejidos y/u órganos.

El presente trabajo describe un molde diseñado para planeación prequirúrgica de implante de humero fabricado utilizando impresión 3D como técnica de manufactura aditiva. El molde fue diseñado para un paciente de bajos recursos buscando una alternativa de bajo costo para reparación de la cabeza humeral. El implante propuesto fue de un material biocompatible, Polimetilmetacrilato, con capacidad de moldeo incluso después de quedar rígido.

A partir de un estudio de imagen se obtuvo la contraparte humeral para obtener las geometrías del humero sano, posteriormente modificado para coincidir con la anatomía del defecto. De este modelo fue posible obtener un molde para injerto de hueso, desarrollando tres modelos distintos, con diferentes puntos de sujeción. El molde fue impreso en ABS (Acrilonitrilo Butadieno Estireno) para poder ser esterilizado posteriormente.

Palabras clave: Impresión 3D, molde, reconstrucción de humero

1. INTRODUCCIÓN

Las fracturas de húmero proximal cada vez son más frecuentes en el adulto mayor, alrededor del 45% de las fracturas del húmero son de este tipo [1] Las fracturas de húmero representan alrededor del 4 y 5% de todas las fracturas en general. [2] aunque este tipo de fractura es tratable, muchos de los pacientes desarrollan alguna complicación, principalmente aquellos con mala calidad ósea como los pacientes con osteoporosis, aunado a la demanda que requiere la planeación y el tratamiento quirúrgico [1].

Además del tratamiento quirúrgico, se tiene como opción el tratamiento conservador, tomando en cuenta el desplazamiento (<10mm) y la angulación (<45°) de la fractura [1]. algunos autores mencionan que no hay diferencia significativa en los resultados entre un manejo y otro, sin embargo, con los avances tecnológicos en la impresión 3D, la fusión de la tecnología digital y la medicina, se busca tener mejores tratamientos a través de planeaciones quirúrgicas sistematizadas pero con un enfoque más personalizado para poder realizar un procedimiento efectivo y reducir el riesgo de complicaciones como la necrosis avascular, pseudoartrosis con disminución del rango del movimiento o algún desplazamiento secundario, entre otros. [1,2]

2. OBJETIVOS

- Diseñar un molde personalizado impreso en 3D útil en la reconstrucción de húmero con fractura de extremo proximal para la planeación preoperatoria.

Objetivos específicos.

- Obtener la anatomía del extremo proximal del húmero afectado y del lado sano.
- Utilizar el modelo anatómico y el molde impreso en 3d para hacer la planeación preoperatoria con la participación del equipo multidisciplinario.

3. METODOLOGÍA

El proceso se dividió en tres pasos principales, la búsqueda tecnológica, el diseño y el prototipado. Principalmente durante la búsqueda tecnológica se decide utilizar un material biocompatible para crear un modelo de humero protésico de bajo costo utilizando PMMA (Polimetilmetacrilato) [3] cuyas propiedades son adecuadas para el implante. Sin embargo, su manipulación es complicada, ya que presenta una reacción exotérmica al momento de mezclar el componente con su catalizador específico para su curación. Se define la solución de crear un molde, utilizado para vaciar el material y conseguir una figura lo más semejante a la figura anatómica.

Durante el diseño y prototipado se realizó un molde del humero, para ello se solicitó un estudio de imagen de la extremidad superior derecha para segmentar el humero lesionado en forma de espejo, de este modo se obtiene una imagen correcta y se pudo aumentar de tamaño en la cabeza humeral (Fig. 1) para compensar el espacio lesionado del humero dañado. El prototipo del molde se construyó utilizando manufactura aditiva de una impresora 3D marca Zortrax M200 en material ABS Ultra. El molde consistió en una base del tamaño del humero deseado con un orificio de 2 cm de diámetro para inyectar con una jeringa y liberara aire atrapado en zonas específicas.

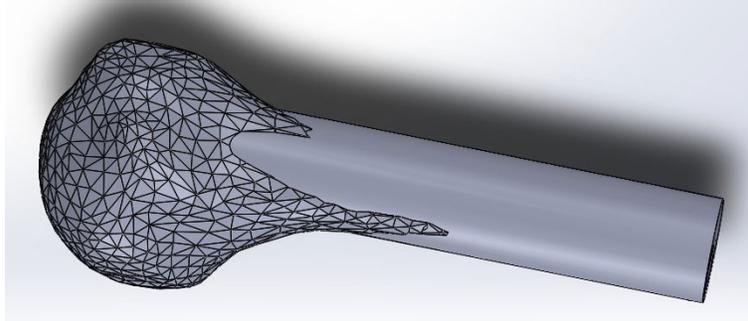


Figura 1. Cabeza del humero segmentada después de su obtención por medio del estudio de imagen

4. RESULTADOS

Durante la implementación el molde fue esterilizado y enviado a los cirujanos para realizar la prótesis de humero en PMMA y su posterior implantación. El procedimiento permitió obtener un molde del humero contrario en material ABS mostrado en la Fig. 2, con un hueco que permite introducir una jeringa para liberar aire e introducir el PMMA (Fig. 3).



Figura 2. Molde del humero obtenido impreso en 3D con material ABS

El humero protésico obtenido fue de tamaño mayor al necesario por lo que tuvo que hacerse una reducción antes de implantarse, esto debido a que la estimación del aumento fue mayor a la necesaria.



Figura 3. Molde con aislamiento para permitir nivelar la presión y separar el molde sin afectar el injerto de PMMA

5. CONCLUSIONES

Dos moldes de diferente diseño fueron realizados. El primer molde tomo más tiempo en ser prototipado que el segundo y utilizaba más material. Sin embargo, el segundo, aunque estaba optimizado en tamaño, fue más difícil de utilizar por la falta de espacio para su fijación; este problema, causó que no se pudiera obtener la pieza de PMMA después de seco. Por ello, el primer molde fue utilizado para la cirugía. El diseño puede mejorar para estructuras futuras y su implante correcto, basándose en un estudio de imagen y una correcta segmentación.

6. BIBLIOGRAFÍA

- [1] You W, Liu LJ, & Chen HX, Xiong JY, Wang DM, Huang JH, Ding JL, Wang DP. (2016, noviembre). Application of 3D printing technology on the treatment of complex proximal humeral fractures (Neer3-part and 4-part) in old people. *Orthopaedics & Traumatology: Surgery & Research*, 102, 651.
- [2] Núñez, DA, Hernández, B., Pérez, JM., & Torres, R. (2015, julio). Patrón de tratamiento en pacientes adultos mayores con fractura de húmero proximal en tres o cuatro fragmentos en un centro de referencia de una economía emergente. *Acta Ortopédica Mexicana*, 29, 207-211 pp.
- [3] Kim M, Kovacevic D, Milks R, Jun B, Rodriguez E, Delozier K, Derwin K, Iannotti J. Bone Graft Substitute Provides Metaphyseal Fixation for a Stemless Humeral Implant. *ORTHOPEDICS*. 2015; 38: e597-e603. doi: 10.3928/01477447-20150701-58 [link]

COLCHÓN NEUMÁTICO PARA POSICIONAMIENTO DE PACIENTES

Antonio Sánchez Uresti^a, Jesús Eduardo González Gómez^a, Javier Adrián Moreno Cerda^{a,b},
Alejandro Rivera García^a, Roberto Muzquiz Vidales^a

^aCentro de Ingeniería Biomédica, Facultad de Medicina, UANL

^bFacultad de Ingeniería Mecánica y Eléctrica

RESUMEN

Las úlceras por presión son una consecuencia de la falta de movilidad y la postración dentro de los pacientes, diferentes patologías como el Accidente Cerebrovascular, la Cuadriplejía, la fractura de cadera, entre otras dejan al paciente en esta condición. Las guías médicas indican que el mejor método de prevención es la lateralización en eje axial de paciente cada 3 horas, asegurando su prevención; ante este método se encuentran múltiples problemas: Lesión y deterioro de la salud de quien mueve al paciente, mal movimiento del paciente y lesiones del paciente a consecuencias de la mala técnica de lateralización del paciente. En este contexto hemos estudiado la situación económica y patológica y se ha trabajado en un dispositivo que cumple con la lateralización y facilidad para el cuidador del paciente postrado.

Palabras Claves: Úlcera por Presión

ABSTRACT

The pressure ulcers are a consequence of the lack of mobility and the prostrating within the patients, different pathologies like the stroke, the quadriplegia, the fracture of the hip, among others leave the patient in this condition. The medical guides indicate that the best method of prevention is the lateralization in axial axis of patient every 3 hours, assuring its prevention; Faced with this method are multiple problems: injury and deterioration of the health of the person who moves the patient, poor movement of the patient and injuries of the patient to consequences of the bad technique of lateralization of the patient. In this context we have studied the economic situation and Pathological and has worked on a device that complies with the lateralization and ease for the caretaker of the prostrate patient.

Key Words: Pressure Ulcer

1. INTRODUCCIÓN

Nuestra propuesta consiste en un mejoramiento de una tecnología existente, a través de estudios epidemiológicos y estudios de casos hemos determinado que existe una necesidad en muchos hospitales mexicanos de una herramienta alternativa, barata pero confiable para movilizar a pacientes. Los puntos principales siendo, la comodidad del paciente encamado

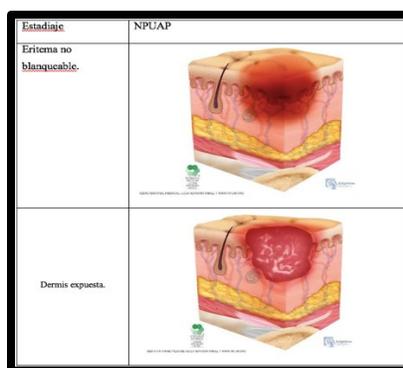
que sufre úlceras por presión tras un largo tiempo de estar postrado, que se evitan más efectivamente cambiando de posición completamente. Y la seguridad laboral del personal de enfermería que enfrenta la problemática de tener que movilizar a pacientes cuyo peso representa una carga substancial, combinado a la frecuencia de cada cambio, llegan a ocasionar lesiones que disminuyen la productividad del hospital de manera importante y da pie a la persecución legal de remuneración por condiciones “inadecuadas” de trabajo.

La idea surge a partir del uso de tecnologías que se aplican como herramientas para movilizar a los pacientes, así como aparatos de “mantenimiento” esenciales que automáticamente monitorean y administran medicamentos.

En concreto, un colchón neumático inflable que automáticamente cambie de posición al paciente con la frecuencia necesaria para prevenir de manera definitiva toda oportunidad de desarrollo de una úlcera por presión en cualquiera de sus presentaciones que requiera tratamiento o cuidado extra por parte del personal médico y de enfermería, para esto hemos ideado una forma única de diseño e inflado que con la programación adecuada cumple con estándares de prácticas preventivas en guías de salud hospitalarias y así mismo está de acuerdo con medidas de seguridad que requiere de aparatos médicos en uso automático y requerirá una vigilancia mínima.

2. TEORÍA

La úlceras por presión es una lesión de piel producida por un proceso de isquemia, necrosando progresivamente el área de presión¹. Estudio en España revelo que se gastan hasta 6802 euros por día en esta enfermedad durante la estancia hospitalaria². En México esta patología tiene una prevalencia del 28% y una incidencia del 13.3%³. Anteriormente se han hecho estudios donde por medio de escala de Braden (Fig 1) pudieron evaluar la efectividad de los colchones neumáticos de presión alterna, donde concluyeron que no tenía un resultado significativo⁴ (Fig 2).



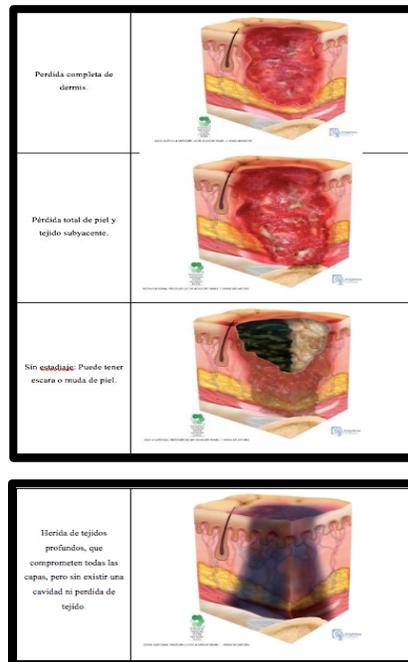


Fig 1. Escala de Braden



Fig 2. Colchón Neumático de Presión Alternativa

Las úlceras por presión son un problema importante para la salud, son causantes de incomodidad y dolor al paciente hospitalizado, su cuidado además requiere de grandes cantidades de recursos humanos y de materiales hospitalarios.

Tecnologías ya se han desarrollado para prevenir este problema, más que nada en la forma de colchones neumáticos e hidrománticos que reducen la presión y el calor. El objetivo es crear una tecnología complementaria a estas, que movilice al paciente de tal forma que sus puntos de presión cambien en su totalidad de manera automática y eficiente para hacer una prevención completa de este problema, evitando los gastos y las complicaciones, al mismo tiempo considerando los recursos del hospital y de los pacientes para hacer un producto económico y fácil de usar.

El problema principal es que los dispositivos de movimiento son ineficientes para la prevención y tratamiento de úlceras por presión. Dándonos así que más que una inversión para el paciente al reducir el problema tiene un gasto y su desarrollo en la enfermedad progresa de manera consecuyente.

3. PARTE EXPERIMENTAL

Para cumplir con el objetivo que se desea, se desarrolló un prototipo que cumple con la mayoría de las funciones especificadas anteriormente, a continuación, se describe la metodología seguida para llegar a la construcción del prototipo: Se realizó una investigación general del tema para tener conocimientos sobre lo que se quiere hacer, se analizó el funcionamiento de los colchones de presión alterna que actualmente se encuentran en el mercado, para ver la forma de mejorar este sistema, se realizó una lluvia de ideas para ver las mejores opciones en base costo- beneficios para la mejora del sistema del colchón convencional, se planteó la idea de pasar a un control electrónico con el uso de electroválvulas, se identificaron los materiales necesarios así como proveedores de donde conseguirlos y se procedió a trabajar en el prototipo.

Descripción del prototipo:

Sera electrónico basándose en un sistema de 4 electroválvulas que controlaran tanto el colchón convencional anti-llagas y el nuevo que permite desplazarlo hacia la izquierda y la derecha (colchón inferior), son dos para cada colchón, que corresponden a las dos cámaras de aire que tienen cada uno. Las válvulas serán controladas por medio de una tarjeta arduino la cual se programará para tener los siguientes modos (Fig 3):

- Automático: ambos colchones funcionaran con diferente tiempo de alternación de llenado de sus respectivas bolsas de aire.
- Manual: para el colchón del control inferior, permitiendo el control manual por medio de un selector que inflara la cámara izquierda o derecha según la que sea necesario.
- Descanso: solo el colchón anti-llagas funcionara de forma automática.



Fig 3. Electroválvulas conectadas al motor

Los materiales necesarios para el prototipo son:

- Tarjeta Arduino UNO
- 4 electroválvulas ON/OFF
- Compresor pequeño
- 4 transistores 2N2222
- Tarjeta de conexiones protoboard
- Dip switch 8 contactos
- 8 leds verdes
- 8 resistencias 330 Ω
- 4 resistencias 10 K Ω
- Colchón anti-llagas
- PVC tipo tela
- Colchón anti-llagas comercial

Al momento de probar todo el sistema, por parte del software todo funciono eficientemente, ya que este realizaba las funciones que debía en sus tres modos de funcionamiento, la parte electrónica también realizo su trabajo de manera eficiente, los colchones también hicieron su función de manera correcta, sin embargo, tuvo algunos inconvenientes ya que muy lento el funcionamiento, esto debido a que es mucho más espacio el que el compresor debe cubrir, algunas fugas de aire contribuyeron a esto también debido a que las algunas conexiones entre piezas no eran las más óptimas.

El problema descrito anterior entente se puede solucionar reduciendo las conexiones que se realizaron o cambiando el compresor por uno de mayor flujo de aire y presión, esto causaría que el aumento de velocidad que necesita para un funcionamiento más eficiente de todo el sistema (Fig 4).

- El colchón mide: 100cmx80cmx15cm
- Soporta a un paciente de hasta 140 kilogramos
- Hipoalergénico
- flexible y resistente
- Vida promedio de 5 años con uso constante.
- Rango de movimiento 15-30 grados de eje axial
- Con pequeñas secciones con enfoque en los talones, sacro y escapula
- Inflación rotatoria (cada 2 horas) y seccional sincronizada (cada 15 min)
- Bomba de control electrónico
- Funcionalidad 24/7



Fig 4. Prototipo del primer colchón

4. CONCLUSIONES

En conclusión, si tuviéramos más de este tipo de dispositivos podríamos aumentar la calidad y sobrevivencia del paciente. Repercutiendo sobre los departamentos de medicina interna y cirugía que es donde residen la mayor prevalencia de pacientes encamados evitando la úlcera y su desarrollo en sus etapas, así como sus complicaciones que vendría siendo la sepsis y posteriormente la muerte. Respecto a las mejoras que todavía se le pueden agregar pueden ser muchas, ya que, al ser un mecanismo electrónico de control, las posibilidades de funciones que puede tener son tantas como la creatividad lo permita.

5. REFERENCIAS

- [1] J. Luis and B. López, "Definición y clasificación de las úlceras por presión," *El Peu* 23(4), 194–198 (2003).
- [2] J. J. Soldevilla Agreda et al., "Una aproximación al impacto del coste económico del tratamiento de las úlceras por presión en España," *Gerokomos* 18(4), 43–52 (2007) [doi:ISSN 1134-928X].
- [3] E. M. Stegensek Mejía et al., "Úlceras Por Presión En Diversos Servicios De Un Hospital De Segundo Nivel De Atención," *Enfermería Univ.* 12(4), 173–181 (2015) [doi:10.1016/j.reu.2015.08.004].
- [4] E. M. Stegensek Mejía et al., "Úlceras Por Presión En Diversos Servicios De Un Hospital De Segundo Nivel De Atención," *Enfermería Univ.* 12(4), 173–181 (2015) [doi:10.1016/j.reu.2015.08.004].