

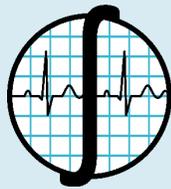


REVISTA MEXICANA DE **Ingeniería** **Biomédica**

- **Uso del Análisis por Componentes Independientes en la extracción de artefactos de la respuesta Mismatch Negativity**
- **Control Adaptable en rutinas de rehabilitación pasiva utilizando ELLTIO**
- **Experiencia en la elaboración de un inventario funcional de equipo de imagenología**
- **Implementación de un sistema de imagenología infrarroja para la detección vascular del antebrazo y mano**
- **Método para medir densidad ósea a partir de conductividad eléctrica calculada por Tomografía de Impedancia Eléctrica**
- **Gestión de equipos médicos: implementación y validación de una herramienta de auditoría**

En nuestra próxima edición:

**Trabajos de excelencia en proyectos
de titulación nivel Licenciatura**



SOMIB
Sociedad Mexicana
de Ingeniería Biomédica

Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica

La Mesa Directiva de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica hace una extensa invitación a las personas interesadas en participar, colaborar y pertenecer como Socio Activo de la SOMIB. La SOMIB reúne a profesionistas que se desarrollan en áreas de Ingeniería Biomédica, principalmente ingenieros biomédicos, así como otros profesionistas afines con el desarrollo de tecnología para la salud.

Membresía Profesional

\$1,160.00 PESOS MXN

15% de descuento para grupos de 5 o más personas.

Membresía Profesional Técnico

\$1,160.00 PESOS MXN

15% de descuento para grupos de 5 o más personas.

Membresía Estudiante Licenciatura

\$683.00 PESOS MXN

15% de descuento para grupos de 5 o más personas.

Membresía Empresarial

\$12,760.00 PESOS MXN

No aplica descuento.

Membresía Institucional

\$11,800.00 PESOS MXN

No aplica descuento.

LOS COSTOS DE CUALQUIER MEMBRESÍA **NO GENERAN** I.V.A.

Para ser socio

- Presentar el formato de inscripción.
- Realizar el pago de derechos, de acuerdo a la categoría.
- Enviar correo adjuntando formato de inscripción, currículum y comprobante de pago a socios@somib.org.mx.
- Se emitirá carta de aceptación y constancia de membresía por parte de la mesa directiva (aprobada la solicitud).
- Para mayor información sobre los beneficios, ingresar a: www.somib.org.mx.

Datos bancarios

- **Beneficiario:** Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica A.C.
- **Banco:** Banamex-Citibank
- **Sucursal:** 7010
- **Cuenta:** 5953168
- **CLABE:** 002760701059531688
- **SWIFT Code:** BNMXXMXXMM



AUTORES

Los trabajos a publicar en la RMIB, deben ser originales, inéditos y de excelencia. Los costos de publicación para autores son los siguientes:

NO SOCIOS: **\$4,060.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)**

SOCIOS: **\$1,276.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)**

PUBLICIDAD

A las empresas e instituciones interesadas en publicitar su marca o productos en la RMIB, los costos por número son los siguientes:

MEDIA PLANA: **\$4,999.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)**

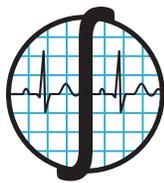
UNA PLANA: **\$6,799.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)**

CONTRAPORTADA: **\$7,799.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)**

FORROS INTERIORES: **\$7,799.00 PESOS MXN (INCLUYE I.V.A.)**

DESCUENTO DEL **20%** AL CONTRATAR PUBLICIDAD EN DOS O MÁS NÚMEROS.

La inserción de la publicidad es en el libro electrónico y en el área de patrocinios en sitio de la revista (RMIB):
www.rmib.org.mx
y/o
www.rmib.com.mx



SOMIB
Sociedad Mexicana
de Ingeniería Biomédica

MESA DIRECTIVA 2016-2017

Ing. Elliot Vernet Saavedra

PRESIDENTE

Ing. Francisco Javier Aceves Aldrete

VICEPRESIDENTE

Ing. Herberth Bravo Hernández

TESORERO

Dra. Nelly Gordillo Castillo

EDITORA DE RMIB

Afiliada a:

International Federation of Medical and Biological Engineering (IFMB-IUPSM-ICSU)
Federación de Sociedades Científicas de México, A.C. (FESOCIME)
Consejo Regional de Ingeniería Biomédica para América Latina (CORAL)

SOMIB

Plaza Buenavista #2, Col. Buenavista Del. Cuauhtémoc, C.P. 06350 Ciudad de México, México (555) 574-4505

www.somib.org.mx

REVISTA MEXICANA DE INGENIERÍA BIOMÉDICA, Vol. 38, No. 2, Mayo-Agosto 2017, es una publicación cuatrimestral editada por la Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica A.C., Plaza Buenavista #2, Col. Buenavista, Del. Cuauhtémoc, Ciudad de México, 06350, (555) 574-4505, www.somib.org.mx, rmib.somib@gmail.com. Editor responsable: Nelly Gordillo Castillo. Reserva de Derechos al Uso Exclusivo No. 04-2015-041310063800-203, ISSN (impreso) 0188-9532; ISSN (electrónico) 2395-9126, ambos otorgados por el Instituto Nacional del Derecho de Autor. Responsable de la última actualización de este número: Lic. Enrique Federico Ban Sánchez, Plaza Buenavista #2, Col. Buenavista, Del. Cuauhtémoc, Ciudad de México, 06350, (555) 574-4505, fecha de última modificación, 15 de diciembre de 2016.

El contenido de los artículos, así como las fotografías son responsabilidad exclusiva de los autores. Las opiniones expresadas por los autores no necesariamente reflejan la postura del editor de la publicación.

Queda estrictamente prohibida la reproducción total o parcial de los contenidos e imágenes de la publicación sin previa autorización de la Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica.

Disponible en línea:

rmib.com.mx

Fundador

Dr. Carlos García Moreira

COMITÉ EDITORIAL

Editora en Jefe

Dra. Nelly Gordillo Castillo

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CIUDAD JUÁREZ

Nacional

Dr. Rafael Eliecer González Landaeta

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CIUDAD JUÁREZ

Dr. Christian Chapa González

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE CIUDAD JUÁREZ

Dr. Hugo Abraham Vélez Pérez

UNIVERSIDAD DE GUADALAJARA

Dr. José Bargas Díaz

UNIVERSIDAD NACIONAL AUTÓNOMA DE MÉXICO

Dr. Jorge Isaac Chairez Oria

INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL

Dr. Arturo Minor Martínez

CINVESTAV - IPN MÉXICO

Internacional

Dr. Jorge Armony

MCGILL UNIVERSITY (CAN)

Dr. Christopher Druzgalski

CALIFORNIA STATE UNIVERSITY AT LONG BEACH (EUA)

Dr. Renato García Ojeda

UNIVERSIDAD FEDERAL DE SANTA CATARINA (BRA)

Dr. Marc Madou

UNIVERSITY OF CALIFORNIA AT IRVINE (EUA)

Dr. Mario J. Romero Ortega

THE UNIVERSITY OF TEXAS AT DALLAS (EUA)

Dr. Hugo Leonardo Rufiner

UNIVERSIDAD NACIONAL DEL LITORAL (ARG)

Dr. Max. E. Valentinuzzi

UNIVERSIDAD DE BUENOS AIRES (ARG)

Dr. Eduard Montseny Masip

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CATALUÑA - BARCELONA TECH (ESP)

Dra. Pilar Sobrevilla Frisón

UNIVERSIDAD POLITÉCNICA DE CATALUÑA - BARCELONA TECH (ESP)

Índices

La Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica aparece en los siguientes índices científicos:
Sistema de Clasificación de Revistas Científicas y Tecnologías del CONACYT - Q4, SCOPUS, SciELO, REDALyC, EBSCO, LATINDEX,
Medigraphic Literatura Biomedica, Sociedad Iberoamericana de Información Científica - SIIC.

<http://rmib.com.mx>

ISSN 2395-9126

Editor Técnico y en Internet

Enrique Ban Sánchez

Se autoriza la reproducción parcial o total de cualquier artículo a condición de hacer referencia bibliográfica a la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica y enviar una copia a la redacción de la misma.



Sociedad Mexicana de Ingeniería Biomédica

Plaza Buenavista #2, Col. Buenavista, Del. Cuauhtémoc, C.P. 06350, Ciudad de México, México, (555) 574-4505

CONTENIDO

CONTENTS

Índice	p 412	Artículo de investigación	p 492
Mensaje del Presidente	p 413	Método para medir densidad ósea a partir de conductividad eléctrica calculada por Tomografía de Impedancia Eléctrica	
Nota informativa	p 414	<i>Method for measuring bone density through the electrical conductivity calculated by Electrical Impedance Tomography</i>	
Convocatoria estudiantil de la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica		Nota técnica	p 507
Artículo de investigación	p 420	Experiencia en la Elaboración de un Inventario Funcional de Equipo de Imagenología	
Uso del Análisis por Componentes Independientes en la extracción de artefactos de la respuesta Mismatch Negativity		<i>Experience in the Development of a Functional Inventory of Imaging Medical Equipment</i>	
<i>Herramientas Relevantes para Abordar Problemas de Interoperabilidad en Sistemas de Expedientes Clínicos Electrónicos Heterogéneos: una Investigación Exploratoria</i>			
Artículo de investigación	p 437		
Analysis of the kinematic variation of human gait under different walking conditions using computer vision			
<i>Análisis de la variación cinemática de la marcha humana bajo diversas condiciones de caminado usando visión por computadora</i>			
Artículo de investigación	p 458		
Adaptive Control in Passive rehabilitation routines using ELLTIO			
<i>Control Adaptable en rutinas de rehabilitación pasiva utilizando ELLTIO</i>			
Artículo de investigación	p 479		
Implementación de un sistema de imagenología infrarroja para la detección vascular del antebrazo y mano			
<i>Implementation of an infrared imaging system for vascular detection in the forearm and hand</i>			



"ES UN RETO PARA LA MESA DIRECTIVA DE LA SOMIB SUPERAR Y FORTALECER CADA AÑO NUESTRO CONGRESO, EL CONGRESO DE TODOS, Y HACER DEL CNIB UN EVENTO DE RENOMBRE, CRECIENTE Y RELEVANTE PARA CADA UNO DE LOS ASISTENTES Y PARTICIPANTES".

Ing. Elliot Vernet Saavedra

PRESIDENTE DE LA SOMIB

MENSAJE DEL PRESIDENTE DE LA SOMIB

Estimados lectores,

Me complace saludarlos en este segundo número digital, del volumen 38, de la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica. Estoy seguro que esta publicación les será de utilidad y los conectará con el desarrollo científico y tecnológico de la Ingeniería Biomédica del país.

A la comunidad profesionista, los sigo invitando a participar como autores, la revista tiene primordialmente intereses científicos; sin embargo, no excluye a autores con intereses técnicos como pueden ser ingenieros de servicios, especialistas de productos, ingenieros clínicos en hospitales, consultores y empresas que deseen compartir sus conocimientos y experiencias con la comunidad. La revista es una herramienta de difusión y generación de contenido en Ingeniería Biomédica de los trabajos que realizamos todos los ingenieros biomédicos del país, tiene un alcance nacional e internacional a más de 5 mil lectores.

A los estudiantes y tutores de licenciatura, les recuerdo que se encuentra abierta la edición especial para presentar sus trabajos de titulación en calidad de publicación científica, esto con el fin de impulsar y promover en México la producción de conocimiento y ciencia. Estamos convencidos de que el desarrollo científico es fundamental para el desarrollo de la economía mexicana.

Siendo adecuado el espacio, les comento que está en puerta el XL Congreso Nacional de Ingeniería Biomédica en Monterrey, del 1 al 4 de noviembre; los invitamos a que asistan y sean testigos del evento más importante de Ingeniería Biomédica de México: creo firmemente que tendrán una buena experiencia de provecho académico y profesional en torno a las tecnologías para la salud.

Sin más que agradecerle su apoyo a esta Mesa Directiva, sigamos unidos y avanzando para fortalecer nuestra profesión.

A stylized, handwritten signature in black ink, appearing to read 'Vernet'.

Edición Especial Vol. 38 No. 3

Convocatoria estudiantil de la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica

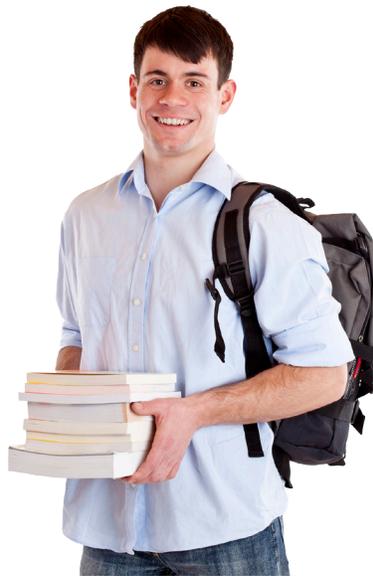
Para conmemorar el cierre de año 2017, la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, publicará en el volumen 38, número 3, una edición especial enfocada a trabajos de titulación de excelencia.

Por Yara Villalobos

COORDINADORA EDITORIAL DE RMIB

La Ingeniería Biomédica es una rama multidisciplinaria que aplica conocimientos, principios y técnicas de las ciencias biológicas, ciencias médicas y ciencias de la ingeniería con el objetivo de generar, implementar y evaluar soluciones tecnológicas para atender exitosamente las necesidades de salud de la población. Actualmente, en México existen 52 programas académicos que forman profesionistas en Ingeniería Biomédica, todos ellos al desarrollo tecnológico e investigación que resuelvan las necesidades de la población de forma ética y responsable.

Sabemos que para generar un impacto social se necesitan dos cosas: la primera es una transferencia de conocimiento y, la segunda, la aplicación del conocimiento hacia la industria. Por lo que es importante invertir en el desarrollo científico y, por tanto,



en la divulgación del contenido científico, para generar innovación tecnológica. Debido a esto la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica en su función orientada a la divulgación de investigaciones de la comunidad científica mexicana e internacional, lanza la convocatoria: “Trabajos de excelencia en proyectos de titulación nivel licenciatura, mediante la divulgación científica”. La cual tiene como

EN FORMATO DIGITAL

La RMIB es una revista electrónica de acceso abierto presente en los índices Scopus, Redalyc, SciELO, EBSCO, LATINDEX, Índice de Revistas Mexicanas de Investigación Científica y Tecnológica del CONACyT - Q4, Medgraphic Literatura Biomédica y Sociedad Iberoamericana de Información Científica - SIIC.



ESTA CONVOCATORIA ESTÁ ORIENTADA A ESTUDIANTES DE NIVEL LICENCIATURA, TITULADOS O EN PROCESO, DE CUALQUIER ÁREA DE INGENIERÍA, CUYAS TESIS, TRABAJOS O PROYECTOS DE TITULACIÓN ESTÉN ORIENTADOS A MEJORAR LA CALIDAD DE VIDA.

objetivo el incentivar a los estudiantes de licenciatura de las carreras de Ingeniería del país a desarrollar proyectos de titulación de excelencia. Proyectos con resultados contundentes, innovadores y de alta calidad que resuelvan problemáticas de salud y eleven la calidad de vida. De esta manera podemos inculcar a la población estudiantil que el desarrollo científico debe empezar desde su formación como profesionista y no después de haber concluido esta etapa académica, solo de esta manera podemos convertirnos en una sociedad y economía del conocimiento que vuelva a México un país innovador.

Presencia de programas de Ingeniería Biomédica en México

Actualmente, en México existen 52 programas académicos, presentes en 46 Instituciones de Educación Superior y en 21 entidades federativas, que forman profesionistas en Ingeniería Biomédica.



- Ciudad de México
- Estado de México
- Hidalgo
- Puebla
- Guanajuato
- Jalisco
- Michoacán
- Aguascalientes
- Querétaro
- Chihuahua
- Baja California
- Sonora
- Sinaloa
- Nuevo León
- Durango
- San Luis Potosí
- Tamaulipas
- Yucatán
- Chiapas
- Quintana Roo
- Tabasco



46

Instituciones de Educación Superior del país que forman profesionistas en Ingeniería Biomédica.

En entrevista

Platicamos con el doctor Rafael Eliecer González Landaeta, miembro del Comité Editorial de la RMIB, sobre los puntos más importantes de la convocatoria y, a la par, el también investigador de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez extendió algunos consejos para los estudiantes que deseen publicar en nuestra próxima edición.

¿Cómo surgió la iniciativa de extender la convocatoria Edición Especial Vol.38 No.3?

"En el tiempo que tengo trabajando en la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, he observado a muchos estudiantes de Ingeniería Biomédica desarrollar sus proyectos de titulación con la finalidad de cumplir un requisito, más allá de realizar un aporte a la ciencia o a la comunidad. Aunque siguen a cabalidad las directrices de sus asesores, en muchos casos hay una carencia de motivación a la hora de desarrollar las actividades de su proyecto de titulación. Particularmente, pienso que esto se debe al desconocimiento que tiene la comunidad estudiantil acerca de la importancia de la divulgación científica.

Esta iniciativa surge para darles la oportunidad a los estudiantes de escribir un artículo científico que refleje el trabajo realizado durante el desarrollo de su proyecto de titulación o tesis de grado. De esta forma, el estudiante realiza su investigación, no sólo para cumplir con un requisito administrativo, sino para que entienda que su trabajo puede generar conocimiento nuevo, y lo mejor, que es posible divulgarlo para que otros investigadores lo conozcan. He sido testigo de cómo los estudiantes se entregan más a la investigación cuando le planteas la posibilidad de que su trabajo pueda ser conocido por la comunidad científica nacional e internacional. Esto hace que el estudiante se comprometa con el trabajo que realiza y se preocupe más por obtener buenos resultados.



AL ALENTAR
a los estudiantes a participar en el mundo de la divulgación científica, se incrementa el entusiasmo por obtener buenos resultados.

Existen proyectos de titulación muy buenos que generan resultados excelentes que pueden y deben ser conocidos por otros estudiantes o investigadores del país, de tal forma que contribuyan con otras investigaciones y complementar el conocimiento científico. Normalmente esto se hace entre investigadores, pero ¿por qué no darles la oportunidad a nuestros alumnos?"

¿Qué resultados esperan obtener?

"Con esta convocatoria lo que se busca es generar oportunidades para que los estudiantes, tomen la iniciativa de realizar una publicación científica a partir de los resultados de su proyecto de titulación. Si alentamos a nuestros estudiantes a que participen en el mundo de la divulgación científica, pienso que se incrementa el entusiasmo por obtener buenos resultados, lo que repercutiría en un aumento de la calidad de los proyectos de titulación".



¿Por qué es importante que los recién graduados participen? ¿Qué les va a dejar esta experiencia?

"Un buen proyecto de titulación no debería ser únicamente aquel que obtenga la máxima calificación. Además de eso, debe generar resultados que contribuyan con gran impacto en la solución de algún problema de su entorno. Estos resultados se deben divulgar a la comunidad académica y científica, no sólo de la institución en la que estudiaron, sino del país. Durante los estudios de licenciatura, cuando un estudiante se involucra con las líneas de trabajo de un investigador, muchas veces le deja una gran experiencia y un aprendizaje a ambos".

Importante

Los estudiantes interesados en participar, deben elaborar sus trabajos en el formato provisto por la RMIB para la elaboración de artículos de investigación. La plantilla de dicho formato la pueden descargar desde la plataforma en línea de la revista (consultar el punto número cinco de la convocatoria).

¿Cuál es el consejo más valioso que le gustaría dar a los estudiantes que deseen participar?

"Si realizas un buen trabajo, compártelo para que otros puedan leerlo y aprender de él. Anteriormente, existía un hermetismo entre investigadores para compartir sus trabajos, pero eso está cambiando. Actualmente, existen redes científicas como ResearchGate o a través de Facebook y Twitter donde investigadores y académicos del mundo comparten los resultados de sus trabajos, promueven debates científicos y desarrollan vínculos con otros pares. Toda idea, por pequeña o simple que sea, puede generar un gran impacto. Los manuscritos de los proyectos de titulación o tesis de grado no deberían de quedarse en las bibliotecas de las instituciones, donde muy poca gente los consulta. Si tienes la oportunidad de publicar tus resultados en una revista de alcance internacional como la Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica, ámate a hacerlo. Aunque no lo creas, muchas personas se pueden beneficiar de los resultados que se obtienen en proyectos de titulación o tesis de grado. El esfuerzo y la dedicación a la investigación valen la pena, y qué mejor gratificación que contribuir con tus ideas al desarrollo científico y tecnológico de tu país".

Bases

Especialidades de la Ingeniería que pueden participar

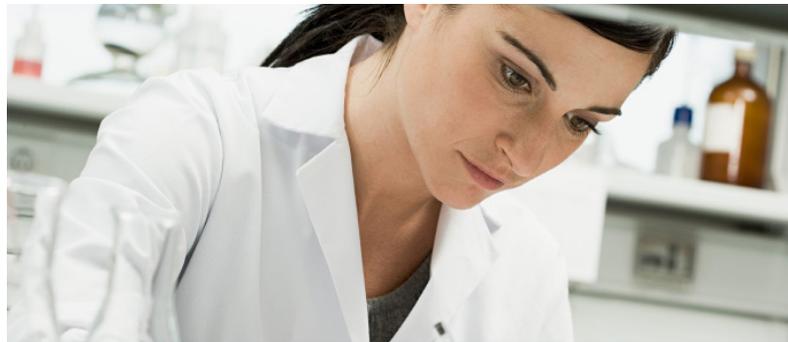
1. Esta convocatoria está orientada a estudiantes de nivel licenciatura titulados o en proceso de cualquier área Ingeniería, cuyas tesis, trabajos o proyectos de titulación estén orientados al mejoramiento de la calidad de vida. **No se aceptarán trabajos de diplomado, especialización, maestría o doctorado.**
2. Sólo podrán participar estudiantes que hayan obtenido su grado de Licenciatura en Ingeniería hasta la fecha de cierre de la presente convocatoria.
3. Sólo podrán participar aquellos estudiantes que hayan obtenido una **calificación de 95 a 100** en la evaluación de su tesis, trabajo o proyecto de titulación. Dicha evaluación debe ser emitida por los sinodales; en el caso de los proyectos intracurriculares, el estudiante debe haber obtenido, además, la **calificación de 95 a 100** por parte del (los) maestro(s) de la asignatura correspondiente a la elaboración de su trabajo final de carrera.
4. En el caso de que la tesis, trabajo o proyecto de titulación haya sido realizado por dos o más estudiantes, todos y cada uno de los participantes deben haber obtenido una **calificación de 95 a 100** por parte de los sinodales y por parte del (los) maestro(s) de la asignatura correspondiente a la elaboración de su trabajo final de carrera.
5. Los estudiantes interesados en participar, deben elaborar sus trabajos en el formato provisto por la RMIB para la elaboración de artículos de investigación. La plantilla de dicho formato la pueden descargar desde la siguiente dirección: <http://rmib.com.mx/index.php/rmib/pages/view/quiasytutoriales>. Es responsabilidad de los autores adaptar el manuscrito a las formas estipuladas por la RMIB para presentar artículos de investigación.

- Bioinformática
- Biomecánica
- Biomateriales
- Ingeniería Tisular
- Ingeniería Clínica
- Ingeniería de Rehabilitación
- Bioinstrumentación
- Telemedicina y Biotelemedría
- Imagenología
- Biosensores



6. En la lista de autores del artículo de investigación, el (los) estudiante(s) debe(n) ir ubicado(s) como primer(os) autor(es). En dicha lista deben incluirse los asesores y/o coasesores de la tesis, trabajo o proyecto de titulación y/o a cualquier otra persona que los autores consideren pertinente incluir.
7. Todos y cada uno de los autores del trabajo deben firmar una comunicación escrita donde manifiesten que el trabajo presentado para participar en esta convocatoria es original e inédito, que no ha sido enviado a otra publicación y que los derechos no han sido concedidos con anterioridad. Utilizar el formato "Carta de Postulación" proporcionado por la RMIB, dicho formato lo puede descargar desde la siguiente dirección: <http://rmib.com.mx/index.php/rmib/pages/view/quiasytutoriales>.

8. En el supuesto de que todos o alguno de los asesores y/o coasesores de la tesis, trabajo o proyecto de titulación no desee estar incluido en la lista de autores del artículo, el (los) estudiante(s) deben solicitarles una comunicación por escrito autorizando la divulgación de los resultados del trabajo en la RMIB. Dicha comunicación debe ir dirigida al comité editorial de la revista.
9. El estudiante responsable de la tesis, trabajo o proyecto de titulación será el autor de correspondencia, es decir, será la persona encargada de enviar el trabajo y la documentación necesaria a la RMIB. **Para esto debe aportar una dirección de correo institucional.** En el caso de que la tesis, trabajo o proyecto de titulación haya sido realizado por uno o más estudiantes, se debe elegir a uno solo como autor de correspondencia.
10. Además del artículo de investigación, el estudiante debe enviar el **acta de evaluación** de la tesis, trabajo o proyecto de titulación, firmada por los sinodales y maestros responsables de la evaluación y debe llevar el sello del departamento o dirección a la cual pertenece el correspondiente programa de Licenciatura. En el caso de que el trabajo haya sido realizado por más de un estudiante, el autor de correspondencia debe enviar el **acta de evaluación** de cada estudiante.
11. El autor de correspondencia debe enviar mediante la plataforma OJS de la RMIB el trabajo, el(las) acta(s) de evaluación y las comunicaciones descritas en los puntos 6 y 7 (cuando corresponda) de las bases de la presente convocatoria. Mediante la siguiente dirección puede acceder a la plataforma: <http://rmib.com.mx/index.php/rmib/index>. Además le recomendamos asistir los tutoriales para el uso de la plataforma, los cuales se encuentran en la siguiente dirección: <http://rmib.com.mx/index.php/rmib/pages/view/guiasytutoriales>.
12. No existe un número límite de autores por tesis, trabajo o proyecto de titulación.
13. **La fecha límite para el envío es el día 31 de mayo de 2017 a las 23:59 horas de Ciudad de México.**
14. Expedientes incompletos no serán evaluados.
15. Queda a criterio del Comité Editorial de la RMIB la selección de las tesis, trabajos o proyectos de titulación que se publicarán en la Edición Especial.
16. Los autores de aquellos trabajos que sean elegidos para su publicación en la RMIB, se deben adaptar a las políticas editoriales de la revista y las normas de derechos de autor, así como los requisitos y formas que deben cumplir para que su trabajo pueda ser publicado en la RMIB.
17. La decisión del Comité Editorial será irrefutable y se notificará mediante correo electrónico a los autores de correspondencia de los trabajos seleccionados. Dicha información se dará a conocer el **30 de junio de 2017.**
18. La edición especial de la RMIB donde se publicarán los trabajos saldrá el **15 septiembre de 2017.**



Sobre la RMIB

La Revista Mexicana de Ingeniería Biomédica (RMIB), es una publicación orientada a la divulgación de trabajos de la comunidad científica mexicana e internacional, cuyas líneas de investigación estén alineadas al mejoramiento de la calidad de vida mediante las técnicas de ingeniería.

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.2.1](https://doi.org/10.17488/RMIB.38.2.1)

Uso del Análisis por Componentes Independientes en la extracción de artefactos de la respuesta Mismatch Negativity

Use of Independent Component Analysis in the extraction of Artifacts of the Mismatch Negativity Response

L. A. Porrás-Illescas¹, A. Jiménez-González¹, N. Castañeda-Villa¹

¹Departamento de Ingeniería Eléctrica, Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa, Ciudad de México, México.

RESUMEN

El Potencial de disparidad es una respuesta cortical elicitada por la detección automática de estímulos con distintas características, permitiendo la exploración de procesos neuropsicológico. Sin embargo el análisis de esta señal se puede dificultar por una baja relación señal a ruido debida a los artefactos presentes en la adquisición de la misma. Diversas publicaciones proponen el uso de implementaciones de la técnica de Separación Ciega de fuentes, como el Análisis por Componentes Independientes (ACI), para preprocesar las señales y eliminar estos artefactos. Sin embargo, no se ha estudiado cuál de los algoritmos ACI que se encuentran en la literatura será el óptimo para mejorar la calidad del MMN, por lo que en este estudio se propuso determinar si existen diferencias significativas en las respuestas obtenidas al utilizar los algoritmos de FastICA, Infomax y SOBI para eliminar los artefactos típicamente presentes en este tipo de señales. Adicionalmente se dan algunas características de estos artefactos a manera de sistematizar la identificación y eliminaciones de los mismos, además de comparar las respuestas obtenidas con y sin preprocesamiento, así como la distribución topográfica de este potencial antes y después de la eliminación de artefactos. Mediante el algoritmo Infomax se identifican mejor los Componentes Independientes asociados con artefactos, resultando en un MMN de mayor amplitud y distribución topográfica fronto-central con predominancia izquierda.

PALABRAS CLAVE: Potencial de Disparidad, Artefactos del EEG, FastICA, Infomax, SOBI.

ABSTRACT

Mismatch Negativity is a cortical response elicited by the automatic detection of stimuli which have different characteristics, allowing exploration of neuropsychological processes. However, the analysis of this signal can be difficult by a low SNR due to artifacts present when the signal is recorded. Different publications propose to use the approach given by the Blind Source Separation Technique by means of the Independent Component Analysis (ICA) to preprocess and eliminate these artifacts. Nevertheless, it has not been studied which of the ICA algorithms found in the literature will be optimal for improving the quality of MMN. Therefore the aim of this study is to determine whether there are significant differences in the responses obtained by using FastICA, Infomax and SOBI to remove artifacts typically present in such signals. In addition, some features of the Independent Components related to artifacts are given in order to systematize the identification and elimination of those. In addition, MMN responses obtained with and without data preprocessing, as well as topographic maps before and after the elimination of artifacts were compared. Thus, Infomax is the best ICA algorithm to calculate Independent Components associated with artifacts, resulting in high amplitude MMN and a topographic map with a clear fronto-central distribution with left-hemisphere predominance.

KEYWORDS: Mismatch Negativity, EEG artifacts, FastICA, Infomax, SOBI.

Correspondencia

DESTINATARIO: Norma Castañeda
INSTITUCIÓN: Departamento de Ingeniería Eléctrica,
Universidad Autónoma Metropolitana-Iztapalapa
DIRECCIÓN: Avenida San Rafael Atlixco #186, Col.
Vicentina, UAM-Izt, Edificio T, Cubículo 01, C.P. 09340,
Ciudad de México, CDMX, México
CORREO ELECTRÓNICO: ncv@xanum.uam.mx

Fecha de recepción:

8 de agosto de 2016

Fecha de aceptación:

27 de febrero de 2017

INTRODUCCIÓN

El potencial de disparidad (Mismatch Negativity, MMN por sus siglas en inglés) es un potencial evocado auditivo de latencia larga que proporciona información objetiva sobre: (1) las habilidades de discriminación y memoria sensorial auditiva de un sujeto ^[1], (2) el estado del nervio auditivo y (3) el desarrollo del sistema auditivo central ^[2]. Este potencial se genera mediante estímulos auditivos (tonos, fonemas, sílabas, etc.) utilizando un protocolo de doble estímulo llamado paradigma oddball pasivo, en el que se le pide al sujeto que ignore la estimulación auditiva y que dirija su atención a otra situación. Así, mientras el sujeto enfoca su atención en leer un texto o en mirar una pantalla de televisión ^[3], se le presentan secuencias de estímulos sonoros frecuentes o estándares (de alta probabilidad) en las que de forma aleatoria se intercalan estímulos ligeramente diferentes llamados estímulos infrecuentes (de baja probabilidad) ^[4]. La razón para esto es que la variación de cualquier atributo físico (frecuencia, intensidad, duración, localización espacial, etc.) del estímulo infrecuente que suponga un cambio en relación al estímulo estándar, así como cualquier ligero cambio en estímulos acústicos más complejos (tales como patrones abstractos de sonido, fonemas o sílabas), es suficiente para desencadenar el MMN ^[5], que se obtiene al restar la respuesta promedio generada por los estímulos infrecuentes (Rei) de la respuesta promedio generada por los estímulos frecuentes (Ref) ^[4]. En condiciones de audición normal, el MMN del adulto se caracteriza por una negatividad con distribución fronto-central en el cuero cabelludo (aproximadamente de -0.5 a $-5 \mu V$ en amplitud) que aparece en un intervalo de latencia entre 100 y 250 ms después del estímulo ^[2]. Esto proporciona una representación neurofisiológica de los contrastes acústicos detectados entre los estímulos utilizados, lo que ofrece una gran ventaja sobre otros potenciales auditivos y, en consecuencia, convierte al MMN en una herramienta útil para explorar las capacidades de procesamiento de las diferencias acústicas en

situaciones como el habla, lo que lo hace fundamental para el estudio de los procesos relacionados con la comprensión y desarrollo del lenguaje ^[6]. Adicionalmente, al ser desencadenado por estímulos no atendidos, el MMN es particularmente atractivo para el estudio de poblaciones poco cooperativas como son los niños ^[7], donde se ha reportado una negatividad con latencia entre 100 y 300 ms ^[8] con un comportamiento intrasujetos que, aunque permanece relativamente estable en diferentes etapas de la infancia, reduce su latencia con el incremento de la edad debido a la maduración en los procesos de discriminación del habla ^[9]. En condiciones patológicas, como las relacionadas con problemas auditivos, trastornos de aprendizaje y con problema del habla, el uso del potencial MMN ha demostrado ser un medio adecuado para monitorear desórdenes del sistema auditivo central y alteraciones neurológicas y del neurodesarrollo asociados con estas patologías ^[8]. En particular, en el caso de personas con problemas auditivos, la amplitud del MMN está atenuada y su latencia es prolongada. Por su parte, los individuos con trastornos de aprendizaje tienden a presentar un MMN de amplitud disminuida o completamente ausente, tanto frente a un cambio en el estímulo verbal como en uno que no lo es, mientras que los niños con trastornos de aprendizaje presentan dificultades en la discriminación de diferencias fonéticas sutiles de un estímulo, por lo que el potencial muestra también una disminución en amplitud; notándose una mayor actividad del hemisferio izquierdo cuando existe una mejor discriminación del estímulo infrecuente ^[10]. Aunque estos resultados son prometedores, los estudios en este campo son escasos, esto debido a las dificultades de registro ^[11] y a la amplitud del MMN, que en niños es menor que en adultos y por lo tanto fácilmente enmascarable por artefactos comúnmente presentes en el EEG ^[7], ^[11], ^[12]. Estos artefactos poseen características diferentes en amplitud y contenido espectral y, dependiendo de la posición del electrodo, pueden tener contribuciones diferentes a lo largo del

registro, por lo que su extracción es una tarea difícil que requiere de técnicas de procesamiento digital de señales capaces de separar artefactos mientras preservan la información de interés, como el Análisis por Componentes Independientes (ACI) ^[13], ^[14]. Actualmente, en las publicaciones que mencionan el uso del ACI en registros de MMN se distinguen tres estrategias: (1) eliminar componentes que época a época tengan alta varianza ^[15], (2) remover artefactos asociados con movimientos oculares y parpadeo ^[16] y (3) evaluar su impacto como etapa de preprocesamiento o postprocesamiento ^[17]. Así, mientras ^[15] y ^[16] reportan el uso del ACI únicamente para eliminar los artefactos por parpadeo y movimientos oculares (ignorando al ruido de línea, a electrodos mal colocados y a los artefactos de origen muscular y debidos a movimientos del paciente que en ^[16] fueron posteriormente eliminados al descartar las épocas en las que estaban presentes), ^[17] reporta un estudio comparativo que usa el ACI para remover los artefactos de las respuestas a los estímulos frecuentes e infrecuentes (antes de calcular MMN) y para remover los artefactos directamente del MMN calculado. En ^[15] se reporta que en el 18% de su muestra no fue posible identificar el potencial MMN después del procesamiento mediante ACI, mientras que ^[17] indica que no se encontraron diferencias significativas entre ambas formas de obtener la respuesta MMN. Las metodologías de procesamiento y los resultados difieren entre estudios, y en ninguno de estos trabajos se tomó en cuenta el impacto de la implementación del ACI específicamente usada en cada caso, por lo que el presente trabajo considera que se podría haber afectado el desempeño de la extracción de artefactos y, en consecuencia, la morfología de la respuesta MMN finalmente obtenida. Adicionalmente, ninguno de estos trabajos describe criterios claros para la selección y eliminación de los artefactos, lo que dificulta la repetición del experimento en forma objetiva. Así, el objetivo del presente trabajo fue estudiar el efecto de tres algoritmos diferentes del ACI en la eliminación de artefactos de la respuesta

MMN y sistematizar la identificación y eliminación de los mismos, esto en un banco de datos de niños con audición normal.

El documento se ha organizado de la siguiente manera: descripción general del ACI y de las tres implementaciones usadas, descripción de la metodología aplicada al banco de datos, presentación de los resultados obtenidos, discusión de los mismos y conclusiones.

Análisis por Componentes Independientes

El ACI es una técnica para la Separación Ciega de Fuentes (Blind Source Separation, BSS por sus siglas en inglés) que se ha utilizado exitosamente en áreas como las telecomunicaciones, la minería de datos, el procesamiento digital de imágenes y el procesamiento digital de señales biomédicas ^[18-21]. El objetivo de esta técnica es estimar fuentes o Componentes Independientes (CIs), denotados por \hat{s} , a partir de un grupo de observaciones, \mathbf{x} , que son consideradas como mezclas lineales e instantáneas de fuentes no conocidas, \mathbf{s} ^[22]. En su forma más simple (i.e. libre de ruido), el modelo del ACI se puede expresar como $\mathbf{x} = \mathbf{A} \mathbf{s}$ (donde $\mathbf{A} = [a_1, \dots, a_m]$ representa a la matriz de mezcla de las fuentes originales, $\mathbf{s} = (s_1(t), \dots, s_n(t))^T$, y su solución requiere de dos suposiciones respecto a las propiedades de las fuentes: (1) que son estadísticamente independientes entre sí y (2) que sus funciones de distribución de probabilidad son no-Gaussianas. Estas suposiciones son fundamentales para el ACI, pues le hacen posible estimar las fuentes cuando únicamente se dispone de las observaciones, lo que realiza mediante la búsqueda de una matriz de separación $\mathbf{W} = \mathbf{A}^{-1}$ que, al ser aplicada a las observaciones, maximice la independencia estadística y la no-Gaussianidad de las estimaciones tal que $\hat{\mathbf{s}} = \mathbf{W} \mathbf{x} = \mathbf{W} \mathbf{A} \mathbf{s} \approx \mathbf{s}$ ^[23]. A la fecha, numerosas implementaciones para el ACI han sido reportadas en la literatura ^[23, 24], y una diferencia fundamental entre ellas radica en el criterio utilizado

para cuantificar la independencia de las fuentes a estimar (e.g. estadística de alto orden o estructura temporal), lo que impacta en el desempeño de cada implementación y, en consecuencia, en la calidad de las fuentes estimadas. Entre la amplia gama de opciones, tres son frecuentemente usadas en el procesamiento de potenciales cognitivos como el MMN (FastICA [25], Infomax [26-27] y SOBI [28]), por lo que se describen brevemente a continuación:

- (a) **FastICA.** Es un algoritmo computacionalmente eficiente que utiliza estimadores simples de la entropía negativa para la búsqueda de una matriz \mathbf{W} que, al ser aplicada a las mezclas, maximiza esta propiedad en las componentes resultantes, permitiendo así la estimación de fuentes con distribuciones de probabilidad no-Gaussianas [23, 25]. Para trabajar, FastICA calcula las fuentes por deflación o por aproximación simétrica [29] utilizando funciones no-lineales que el usuario puede elegir (e.g. \tanh o y^3).
- (b) **Infomax.** Este algoritmo encuentra la matriz \mathbf{W} usando como criterio la minimización de la información mutua entre las fuentes estimadas, con lo que la entropía negativa conjunta se maximiza. Con este criterio, esta implementación hace posible el descomponer señales \mathbf{x} en fuentes con distribuciones de probabilidad sub y súper-Gaussianas [26].
- (c) **SOBI.** (Second Order Blind Separation) Aunque éste no es estrictamente un algoritmo para el ACI, es una técnica de BBS muy utilizada, por eso se incluyó en este trabajo. Es una implementación que utiliza la ausencia de correlación temporal y espacial entre las fuentes como criterio para definir su independencia, por lo que explota la estructura temporal de las señales para calcular \mathbf{W} . Para ello, el algoritmo trabaja sobre una pila de matrices de corrimiento (que construye a partir de las mezclas)

y las diagonaliza simultáneamente mediante una matriz de transformación que resulta ser \mathbf{A} , la matriz de mezcla e inversa de \mathbf{W} [28].

METODOLOGÍA

El procedimiento seguido en este trabajo se ha dividido en 6 etapas: descripción de las características de los participantes, registro continuo del EEG durante estimulación auditiva presentada en un paradigma *oddball* pasivo, obtención de los CIs mediante la aplicación de tres implementaciones del BSS al banco de datos, selección y eliminación sistemática de los CIs correspondientes a artefactos en cada implementación, segmentación en épocas, y cálculo de la respuesta MMN correspondiente y, finalmente, comparación estadística de las respuestas MMN obtenidas al preprocesar usando el BSS versus el MMN obtenido sin preprocesar (ver figura 1).

Participantes

En el estudio participaron ocho sujetos, 5 niños y 3 niñas (identificados con S1-S8) con edades entre 6 y 11 años (7.6 ± 0.9), y con el correspondiente consentimiento por escrito de sus padres. Todos los niños tenían audición normal, lo que se comprobó mediante una audiometría de tonos puros entre 125 y 8000 Hz. Adicionalmente, se descartaron problemas neurológicos mediante una historia clínica breve y un cuestionario.

Registro del EEG

En cada caso se adquirió el EEG de manera continua con amplificadores SymAmps de Neuroscan [30] a una frecuencia de muestreo de 200 Hz y 19 electrodos colocados en una gorra Electrocap (FP1, FP2, FZ, F3, F4, F7, F8, CZ, C3, C4, PZ, FT7, FT8, FC3, FC4, FCZ, CP3, CP4 y CPZ) [31]. La referencia se formó con M1 y M2 en corto circuito y se usó a FPZ como tierra. La impedancia de los electrodos se mantuvo menor a 5 k Ω y la señal se filtró en fuera de línea entre 1 y 30 Hz.

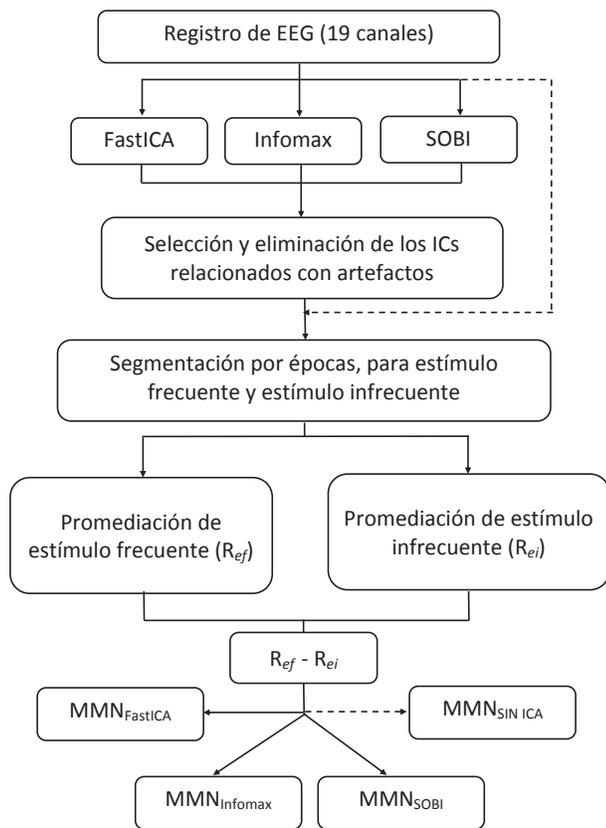


FIGURA 1. Metodología utilizada para la obtención de la respuesta MMN mediante la aplicación de tres implementaciones del ACI para la eliminación de artefactos.

Protocolo de estimulación

La estimulación auditiva incluyó un total de 400 tonos presentados simultáneamente en ambos oídos en un paradigma *oddball* pasivo mediante audífonos de respuesta en frecuencia plana TDH-39. Los tonos puros frecuentes de 1000 Hz (80% de aparición) e infrecuentes de 1100 Hz (20% de aparición) se generaron con el módulo STIM de Neuroscan^[32]. Los estímulos tenían una duración de 50 ms (tiempo de subida y de bajada de 5 ms y meseta de 40 ms), una intensidad de 70 dBHL y una tasa de repetición de 500 ms. Los niños permanecieron dentro de una cámara anecoica acompañados por alguno de sus padres durante toda la prueba, estuvieron sentados confortablemente en un sillón reclinable y fueron instruidos para ignorar la estimulación acústica y centrar su atención en un video sin sonido.

Separación en Componentes Independientes

El banco de datos se preprocesó mediante el EEGLAB^[33], un toolbox de acceso libre que se especializa en el análisis de señales de EEG y que da acceso a las tres implementaciones del ACI consideradas en este trabajo FastICA, Infomax y SOBI. Para ello, el EEGLAB leyó el archivo conteniendo las 19 señales de cada sujeto y le aplicó la técnica de ACI seleccionada para así estimar un total de 19 fuentes o CIs para cada una de las implementaciones ($CIs_{FastICA}$, $CIs_{Infomax}$, y CIs_{SOBI}), donde cada implementación usó los parámetros de configuración pre-definidos en el EEGLAB (utilizando el método “extendido” para Infomax, el de deflación en FastICA y el default adaptado por Arnaud Delorme y Scott Makeig^[34] para procesar datos de acuerdo a sus covarianzas en el caso de SOBI). Después se procedió a identificar y eliminar aquellos CIs que estaban asociados con artefactos como se describe a continuación.

Selección y eliminación de artefactos

Esta etapa consideró la existencia de cinco posibles fuentes que debían ser eliminadas del EEG antes de obtener el MMN: *componentes corticales, artefactos oculares, ruido asociado a la actividad muscular, señales de electrodos con alta impedancia y artefactos generados por actividad cardiaca*. Dicha tarea de preprocesamiento se realizó al analizar los CIs de cada implementación, y aquellos que se identificaron como artefactos o ruido fueron descartados al hacer la columna correspondiente en la matriz de mezcla A igual a cero^[35], por lo que su contribución al registro del EEG fue eliminada al momento de proyectar las señales de regreso al espacio de medición ($x = A * CIs$).

La identificación de los artefactos se realizó mediante el análisis sistemático de los CIs tomando en cuenta (a) su ubicación en el mapa topográfico, (b) su actividad por épocas con respecto al tiempo y (c) su espectro de potencia^[34] de acuerdo a la siguiente descripción:

1. *Componentes corticales.* Estos CIs, aunque son de origen cortical, no están relacionados con la respuesta evocada, por lo que no contribuyen a la respuesta MMN. En este estudio se encontraron CIs corticales correspondientes a las ondas α y μ . La onda α representa la actividad de la corteza visual en un estado de reposo y se caracteriza por (1) alta concentración de energía en electrodos occipitales del mapa topográfico, (2) poca actividad en el tiempo época a época y (3) un pico alrededor de los 10 Hz en el espectro de potencia. Por su parte, la onda μ está relacionada con la actividad de la corteza motora [36] y se subdivide en onda μ izquierda y onda μ derecha [37]. La primera se caracteriza por (1) una concentración de energía en el área temporal izquierda del mapa topográfico, (2) poca actividad en el tiempo época a época y (3) un pico alrededor de los 20 Hz en el espectro de potencia, mientras que la onda μ derecha está asociada a (1) una concentración de energía en el área temporal derecha, (2) aumento en la actividad en ciertas épocas con respecto al tiempo y (3) un decremento uniforme del espectro de potencia sin un pico característico [34]. La figura 2 muestra el comportamiento de estos elementos para un CI correspondiente al componente cortical de la onda μ izquierda.

2. *Artefactos oculares.* Estos artefactos están siempre presentes en los registros de EEG y son producidos por el parpadeo o por el movimiento de los ojos del sujeto, siendo identificables mediante (1) su mapa topográfico, con una marcada proyección frontal (electrodos FP1, FP2 y FPZ), (2) la inspección visual de la actividad en el tiempo de los CIs para determinar aumentos de ésta en épocas específicas y (3) la presencia de un pico de baja frecuencia de 1 a 3 Hz para el parpadeo o un decremento regular de la potencia a lo largo del espectro para los movimientos oculares [38].

3. *Ruido muscular.* Al igual que con los artefactos oculares, este ruido está generalmente presente en los registros de EEG, aunque se caracteriza por (1) estar

especialmente localizado en el mapa topográfico dependiendo del músculo que lo genere (e.g. temporal, frontal, etc.), (2) una actividad mayor con respecto al tiempo en ciertas épocas y (3) picos entre 10 y 20 Hz en el espectro de potencia del CI [38, 39].

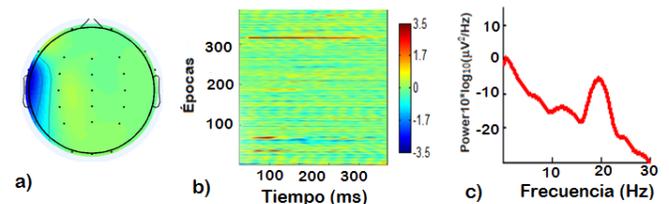


FIGURA 2. Características de un CI cortical de onda μ izquierda. a) Mapa topográfico con una concentración de energía en el área temporal izquierda, b) actividad por épocas con respecto al tiempo con alta actividad positiva en la época 310 y c) espectro de potencia con un pico prominente alrededor de 20 Hz.

4. *Electrodo con alta impedancia.* Este artefacto no está comúnmente presente ya que antes de iniciar la adquisición del EEG se busca tener baja impedancia en todos los electrodos, pero puede presentarse en estudios prolongados o cuando un electrodo se desconecta durante el registro. En particular, este artefacto presenta (1) mapas topográficos con alta concentración de energía en un electrodo específico, (2) alta actividad en el tiempo en las épocas donde la impedancia aumenta y (3) un pequeño pico alrededor de 20 Hz en el espectro de potencia [39].

5. *Artefactos cardiacos.* Este artefacto se presenta en los registros de EEG cuando algún electrodo se coloca sobre un vaso sanguíneo del cuero cabelludo y se caracteriza por (1) un mapa topográfico con alta concentración de energía en un electrodo específico, (2) aumentos periódicos de la actividad en algunas épocas y (3) dos picos entre 5 y 10 Hz en el espectro de potencia del CI [39].

Tras haber eliminado los artefactos, el EEG resultante se segmentó en épocas de 500 *ms*, tanto para el estímulo frecuente como para el infrecuente, y se promediaron por separado. Después, se obtuvo la respuesta MMN al restar la respuesta promedio generada por los estímulos frecuentes (R_{ef}) de la respuesta promedio generada por los estímulos infrecuentes (R_{er}), obteniéndose así el MMN preprocesado con cada una de las implementaciones (MMN_{FastICA}, MMN_{Infomax} y MMN_{SOBI}). Adicionalmente, para fines de comparación se obtuvo también el MMN sin pasar por la etapa de preprocesamiento (MMN_{SIN ICA}). Finalmente, se identificó el pico característico del MMN entre los 100 y 250 *ms* posteriores al inicio del estímulo acústico y, una vez localizada la respuesta, se midieron las latencias y amplitudes de la señales en nueve electrodos fronto-centrales (F3, FZ, F4, FC3, FCZ, FC4, C3, CZ y C4).

Análisis estadístico

Se realizó un Análisis de varianza (ANOVA de una vía) para buscar diferencias significativas entre las latencias, amplitudes y distribución topográfica de las respuestas MMN_{FastICA}, MMN_{Infomax}, MMN_{SOBI} y MMN_{SIN ICA}. Después, tras establecer si existían diferencias significativas entre el grupo de respuestas mediante ANOVA, se utilizó una prueba de rango post hoc para determinar qué respuestas presentaban las diferencias, por lo que las MMN se compararon directamente utilizando una prueba *t-student* de dos colas ^[40].

RESULTADOS

La figura 3 muestra ejemplos de los CIs asociados con artefactos encontrados en el banco de datos analizado. De izquierda a derecha, mapas topográficos tras preprocesar las señales con FastICA, Infomax y SOBI (respectivamente), actividad de las épocas respecto al tiempo y espectro de potencia. En general, puede apreciarse que los artefactos aparecen con una localización topográfica muy específica, con una actividad entre épocas que cambia dependiendo del artefacto (i.e. que aparece en unas cuantas épocas o en

la mayoría de ellas) y con un espectro cuya potencia descende en función de la frecuencia (donde algunos casos presentan picos alrededor de 10 y 20 *Hz*).

En particular, para los artefactos identificados como corticales que se muestran en (a), (b) y (c), se ilustran los componentes correspondientes a las ondas α , μ izquierda y μ derecha, respectivamente. Nótese en los mapas topográficos que, para las tres implementaciones, cada artefacto está claramente localizado en las regiones: occipital, temporal izquierda y temporal derecha respectivamente (aunque en (a) SOBI muestra una fuente de alta energía en el hemisferio izquierdo). La presencia de estos artefactos se observa en una cantidad de épocas pequeña, siendo la onda μ derecha la que apareció más veces. Por su parte, los espectros muestran un descenso en la potencia conforme la frecuencia aumenta, con un pico prominente alrededor de 20 *Hz* en (b). Respecto a los artefactos oculares, que se presentan en (d) y (e), los mapas topográficos consistentemente ilustran una localización frontal para las tres implementaciones, con actividad especialmente persistente en (e) y con espectros que muestran mayor potencia para las frecuencias alrededor de 3 *Hz* en (d). En (f), donde se presenta un artefacto muscular, consistentemente se observa una localización topográfica en el área temporal derecha para las tres implementaciones, con muy alta actividad en las épocas y con un espectro con picos alrededor de 10 y 20 *Hz*. Para el caso del artefacto producido por un electrodo con alta impedancia, que se ilustra en (g), con una localización en FCZ (y acompañado de actividad lateral izquierda en las implementaciones de Infomax y SOBI), se aprecia una actividad por épocas alta y un espectro cuya potencia descende en función de la frecuencia. Finalmente, en (h), donde se presenta un artefacto de origen desconocido, los tres mapas topográficos indican una localización lateral izquierda, con la mayor actividad por épocas para los artefactos reportados en este estudio y con un espectro con un pico de potencia alto alrededor de 20 *Hz*.

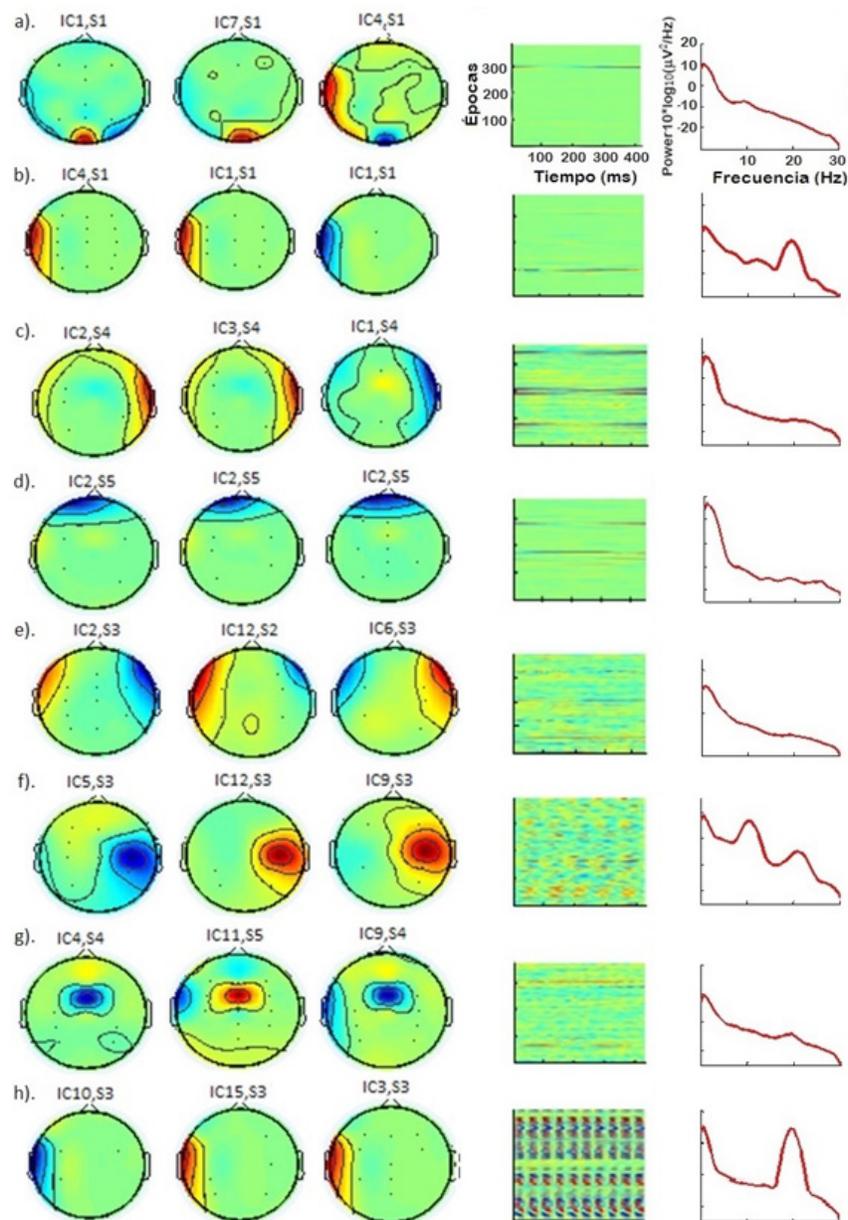


FIGURA 3. Artefactos identificados en los registros de EEG utilizando tres algoritmos de preprocesamiento: FastICA, Infomax y SOBI. De izquierda a derecha, mapas topográficos con FastICA, Infomax y SOBI, actividad de las épocas respecto al tiempo y espectro de potencia. (a)-(c) componentes corticales, (d) y (e) artefactos oculares, (f) artefacto muscular, (g) electrodo con alta impedancia y (h) artefacto de origen desconocido. El texto sobre el mapa topográfico indica el número de CI presentado y el sujeto del que fue extraído.

Con relación a su presencia en el banco de datos analizado, la tabla 1 indica los sujetos en los que cada implementación BSS ayudó a la extracción e identificación de cada artefacto. En ella se muestran en negritas los sujetos en los que cada artefacto fue consistente-

mente detectado con las tres implementaciones. Como puede verse, mientras la onda μ izquierda y el artefacto muscular fueron detectados en los mismos sujetos, el artefacto asociado con un electrodo con alta impedancia fue detectado en sujetos diferentes (a

excepción del sujeto S4, detectado con FastICA y SOBI, y el sujeto S5, que fue detectado con FastICA e Infomax). Adicionalmente, puede notarse que, dependiendo de la implementación, cada artefacto se identificó en un número de sujetos diferente, mientras los artefactos oculares fueron detectados en la mayoría

de los sujetos (como se espera en este tipo de registros), el artefacto de origen muscular solo se identificó en el sujeto S3 (esto con las tres implementaciones). Por su parte, el artefacto de origen desconocido fue identificado en cinco sujetos con FastICA, en tres sujetos mediante Infomax y en siete sujetos con SOBI.

TABLA 1. Artefactos encontrados e identificación del sujeto del que fueron extraídos mediante FastICA, Infomax y SOBI.

Artefacto	FastICA	Infomax	SOBI
Onda α	S1, S5 y S6	S1, S4, S5 y S6	S1, S3, S4 y S6
Onda μ izquierda	S1, S2, S4, S5 y S6	S1, S2, S4, S5 y S6	S1, S2, S4, S5 y S6
Onda μ derecho	S2 y S4	S2 y S4	S4
Ocular	S1, S2, S3, S5, S6, S7 y S8	S1, S2, S5, S6, S7 y S8	S1, S2, S3, S5, S6, S7 y S8
Muscular	S3	S3	S3
Electrodo con alta impedancia	S4 y S5	S2, S5, S7 y S8	S1, S2, S4 y S6
Desconocido	S1, S3, S4, S5 y S6	S1, S2 y S3	S1, S2, S3, S4, S5, S6 y S7

La figura 4 muestra las respuestas MMN obtenidas en los nueve electrodos fronto-centrales de dos sujetos, (a) sujeto S3 y (b) sujeto S5, tras preprocesar sus señales con la metodología descrita en este trabajo (i.e. con y sin preprocesamiento). En ella puede verse que en ambos sujetos los electrodos presentan una negatividad en el intervalo entre 100 y 300 ms, con variaciones en amplitud y latencia diferentes dependiendo del electrodo y de la implementación utilizada (como se detalla en la tabla 2). Adicionalmente se muestra, en color gris, el intervalo de la negatividad que presentó diferencias significativas en el análisis ANOVA ($p < 0.05$). En estos casos, la prueba t-student de dos colas encontró, para el sujeto S3, diferencias significativas entre $MMN_{SIN\ ICA}$ y $MMN_{FastICA}$ ($p = 0.014$), entre $MMN_{SIN\ ICA}$ y $MMN_{INFOMAX}$ ($p = 0.003$) y entre $MMN_{SIN\ ICA}$ y MMN_{SOBI} ($p = 0.013$) en el electrodo FC3 y entre $MMN_{SIN\ ICA}$ y $MMN_{FastICA}$ ($p = 0.011$) en el electrodo FC4. Para el sujeto S5, las diferencias significativas se encontraron entre

$MMN_{SIN\ ICA}$ y $MMN_{FastICA}$ ($p = 0.009$), entre $MMN_{SIN\ ICA}$ y $MMN_{INFOMAX}$ ($p = 0.008$) en el electrodo FZ, entre $MMN_{SIN\ ICA}$ y $MMN_{FastICA}$ ($p = 0.005$) en el electrodo FC3 y entre $MMN_{SIN\ ICA}$ y $MMN_{FastICA}$ ($p = 0.013$) en el electrodo CZ.

La tabla 2 presenta los valores de amplitud y latencia de las respuestas $MMN_{FastICA}$, $MMN_{Infomax}$, MMN_{SOBI} y $MMN_{SIN\ ICA}$ en los nueve electrodos de los 8 sujetos de la base de datos utilizada en este trabajo. En ella se puede observar que las latencias y amplitudes de la muestra con preprocesamiento abarcaron un rango de 100 a 250 ms y de -11.90 a -0.10 μV , mientras que sin preprocesamiento se encontraron de 100 a 255 ms y de -11.5 a -1.4 μV respectivamente. Por su parte, considerando todos los electrodos en el mismo sujeto, con y sin preprocesamiento respectivamente, se encontró que los valores de media y desviación estándar de la latencia fueron en el sujeto S1: (214.8 ± 27.5) ms y (218.3 ± 17.9) ms, en el sujeto S2: $(226.3 \pm$

14.5 ms y (215.0 ± 31.4) ms, en el S3: (184.3 ± 5.8) ms y (180.6 ± 4.6) ms, en el sujeto S4: (202.4 ± 16.1) ms y (197.2 ± 10.0) ms, S5: (227.8 ± 4.0) ms y (219.4 ± 6.3) ms, en el sujeto S6: (224.4 ± 10.1) ms y (226.1 ± 15.2) ms, en el sujeto S7: (119.3 ± 11.2) ms y (120.6 ± 9.8) ms y, finalmente, en el sujeto S8: (144.4 ± 47.7) ms y (144.4 ± 50.8) ms, donde puede verse que los sujetos S3 y S5 presentaron la desviación estándar más baja, mientras que el sujeto S8 presentó la más alta. Por su parte, los promedios y desviación estándar de las amplitudes con y sin preprocesamiento fueron en los sujetos S1:

(-1.47 ± 0.57) μV y (-2.06 ± 0.72) μV , S2: (-3.81 ± 0.88) μV y (-3.86 ± 1.38) μV , S3: (-9.80 ± 1.17) μV y (-10.67 ± 0.62) μV , S4: (-4.02 ± 0.57) μV y (-2.87 ± 0.58) μV , S5: (-5.37 ± 0.92) μV y (-6.30 ± 0.64) μV , S6: (-3.73 ± 0.80) μV y (-4.03 ± 0.66) μV , S7: (-4.04 ± 0.77) μV y (-4.03 ± 0.66) μV y, finalmente, en el sujeto S8: (-3.31 ± 1.09) μV y (-2.92 ± 0.68) μV , con los valores más bajos de desviación estándar para los sujetos S1 y S4 con preprocesamiento, para los sujetos S3 y S4 sin preprocesamiento, y el más alto para el sujeto S8 con preprocesamiento y para el sujeto S2 sin preprocesamiento.

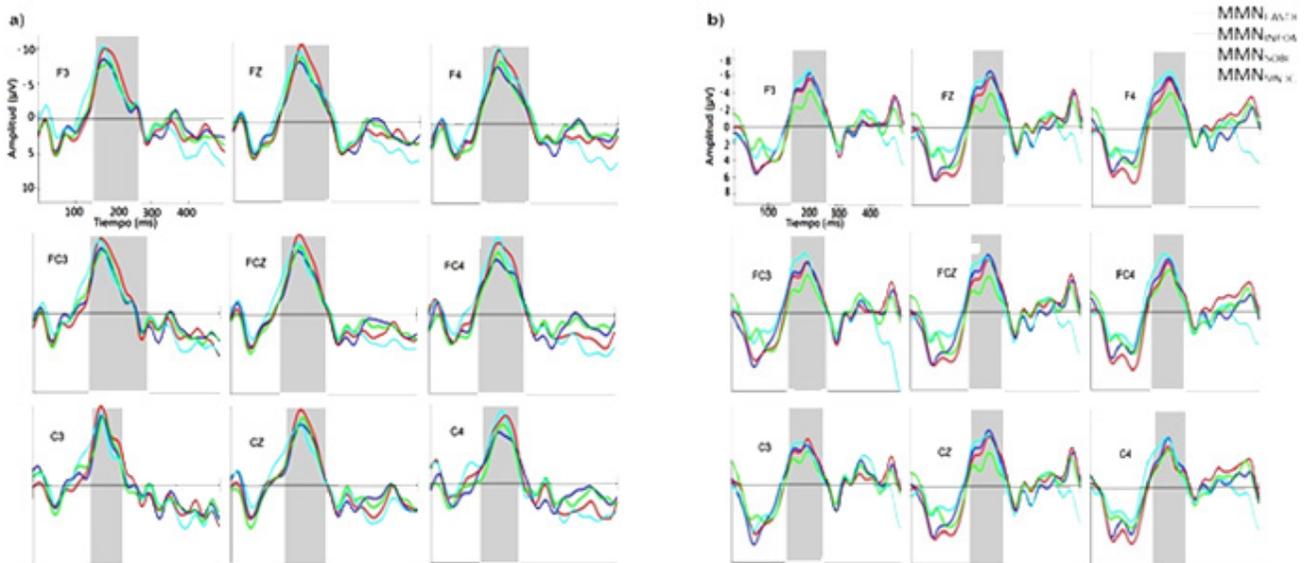


FIGURA 4. Respuestas MMN obtenidas en los electrodos fronto-centrales (F3, FZ, F4, FC3, FCZ, FC4, C3, CZ y C4) de los sujetos a) S3 y b) S5 al aplicar tres implementaciones del BSS para identificación y eliminación de artefactos.

MMN_{FastICA} en azul, MMN_{Infomax} en rojo, MMN_{SOBI} en verde y MMN_{SINICA} en cian. La región en color gris indica el intervalo de la negatividad con diferencias significativas (ANOVA, $p < 0.05$).

Así, en cinco de los ocho sujetos el resultado global del preprocesamiento fue un aumento en la amplitud de la respuesta MMN y una forma de onda reconocible. Finalmente, al comparar los valores promedio de amplitud obtenidos con cada implementación en los ocho sujetos, se encontró que FastICA generó los

valores mayores de amplitud en los electrodos F3, F4, FC4, FCZ y C3, mientras que SOBI generó los valores más altos en los electrodos FZ, FC3, C4 y CZ. Por su parte, al comparar la desviación estándar, se encontró que Infomax generó siempre los valores de desviación estándar más altos entre las tres implementaciones.

TABLA 2. Latencias (Lat, ms) y amplitudes (Amp, μV) de la respuesta MMN obtenida con tres implementaciones del BSS en nueve electrodos fronto-centrales para todos los sujetos del estudio (S1-S8).

Sujeto	MMN _{FastICA}		MMN _{Infomax}		MMN _{SOBI}		MMN _{SIN ICA}		MMN _{FastICA}		MMN _{Infomax}		MMN _{SOBI}		MMN _{SIN ICA}		MMN _{FastICA}		MMN _{Infomax}		MMN _{SOBI}		MMN _{SIN ICA}	
	Lat	Amp	Lat	Amp	Lat	Amp	Lat	Amp	Lat	Amp	Lat	Amp	Lat	Amp	Lat	Amp	Lat	Amp	Lat	Amp	Lat	Amp	Lat	Amp
	F3								F4								Fz							
S1	235	-1.3	245	-2.1	130	-2.4	245	-1.6	225	-2.2	220	-1.4	230	-0.8	225	-2.8	225	-1.7	220	-1.4	215	-0.8	225	-1.1
S2	250	-2.5	230	-3.8	250	-4.3	250	-4.3	245	-3.2	250	-4.8	250	-5.0	255	-6.1	240	-3.0	235	-4.3	250	-4.1	250	-4.2
S3	175	-8.5	180	-10.0	190	-8.1	175	-10.2	175	-8.5	180	-11.0	185	-9.2	180	-11.3	175	-9.0	180	-11.6	185	-9.6	175	-10.5
S4	210	-4.7	215	-4.6	200	-4.9	200	-3.9	190	-3.2	225	-3.7	185	-4.2	190	-2.8	210	-4.2	215	-4.1	200	-4.0	200	-3.4
S5	220	-6.3	225	-5.6	225	-4.2	215	-6.7	230	-6.0	230	-5.7	235	-4.1	230	-6.6	225	-6.6	230	-6.0	230	-4.0	225	-6.0
S6	225	-5.1	225	-4.6	230	-5.4	230	-4.2	225	-3.0	225	-3.3	245	-4.2	240	-2.7	225	-4.3	225	-3.8	235	-4.1	235	-3.5
S7	110	-3.6	105	-4.3	105	-5.4	105	-5.0	135	-2.5	105	-4.3	130	-3.8	130	-4.3	105	-3.9	105	-4.8	105	-5.1	110	-4.5
S8	100	-5.2	120	-3.4	110	-4.0	105	-3.2	100	-4.2	125	-3.8	130	-2.7	140	-3.2	105	-5.0	120	-3.2	110	-3.8	100	-3.1
	FC3								FC4								FCz							
S1	230	-1.7	205	-1.7	235	-1.6	200	-3.1	225	-1.4	210	-1.6	205	-0.1	195	-1.7	225	-1.5	215	-1.7	130	-2.7	225	-1.9
S2	220	-3.1	230	-4.0	210	-4.4	175	-4.3	215	-3.1	220	-3.9	210	-5.4	210	-4.4	215	-3.1	225	-3.7	210	-4.4	205	-2.9
S3	180	-9.7	180	-11.2	190	-9.5	180	-10.9	185	-8.1	190	-10.6	185	-9.2	185	-11.5	180	-9.4	185	-11.9	190	-10.1	180	-10.6
S4	215	-5.0	215	-5.5	210	-4.3	205	-3.2	200	-3.6	210	-3.3	190	-3.9	195	-2.7	210	-3.8	215	-4.2	190	-3.8	200	-2.7
S5	220	-6.0	225	-6.0	225	-4.5	215	-7.1	230	-6.2	230	-5.8	235	-4.9	215	-6.9	225	-6.7	230	-6.2	230	-4.2	220	-6.5
S6	225	-5.0	225	-4.2	225	-4.5	230	-4.4	220	-2.9	200	-3.2	200	-3.9	200	-3.6	225	-4.1	225	-3.5	225	-3.6	235	-3.4
S7	130	-4.3	100	-4.7	100	-5.3	110	-4.4	130	-2.5	125	-3.1	130	-3.6	130	-3.0	125	-3.4	120	-4.0	120	-4.4	120	-3.9
S8	100	-5.4	130	-3.5	125	-3.8	100	-3.9	130	-2.7	125	-2.7	135	-1.6	135	-3.0	125	-3.6	125	-3.9	125	-3.2	130	-2.7
	C3								C4								Cz							
S1	250	-0.4	210	-1.1	205	-1.3	195	-1.7	225	-1.4	210	-1.6	205	-1.0	235	-1.6	225	-1.4	205	-2.2	240	-1.2	220	-3.0
S2	215	-4.4	225	-4.5	220	-5.4	170	-4.7	220	-3.4	220	-1.8	215	-2.6	215	-2.2	210	-3.4	215	-3.3	215	-3.9	205	-1.6
S3	185	-10.4	180	-11.9	190	-10.1	180	-10.7	180	-7.7	200	-10.1	190	-8.8	190	-10.9	185	-9.1	185	-11.3	190	-10.1	180	-9.4
S4	220	-3.8	220	-4.4	210	-3.2	215	-2.8	205	-3.3	185	-3.5	180	-3.7	190	-1.9	160	-3.8	210	-3.7	170	-4.2	180	-2.4
S5	220	-4.7	225	-5.4	225	-4.0	210	-5.0	230	-6.0	230	-4.9	230	-4.5	225	-5.9	230	-6.5	230	-6.0	230	-3.9	220	-6.0
S6	225	-3.8	230	-3.3	225	-3.8	230	-3.7	225	-2.6	230	-2.2	245	-2.4	235	-2.1	220	-3.5	225	-3.0	205	-3.4	200	-3.4
S7	125	-4.5	125	-4.2	125	-5.0	125	-4.4	130	-3.2	125	-3.5	130	-4.0	130	-3.2	125	-3.5	125	-3.5	125	-4.6	125	-3.6
S8	125	-4.2	130	-2.9	125	-3.9	130	-3.2	240	-3.2	225	-2.6	230	-2.2	230	-2.6	235	-1.6	225	-2.4	225	-0.7	230	-1.4

La figura 5 muestra el promedio de las respuestas MMN en los nueve electrodos frontocentrales de todos los sujetos ($n=8$) obtenidas con y sin preprocesamiento. La parte superior ilustra la forma de onda de la respuesta con respecto al tiempo en cada electrodo, mientras que la parte inferior presenta los mapas topográficos resultantes. Al observar la forma de onda de la respuesta, se aprecia que la negatividad característica de la respuesta MMN está presente en todos los electrodos, con y sin preprocesamiento. En particular, como lo indica la región gris en las señales, solo las respuestas MMN en los electrodos F3, Fz, FC3, FCz y C3 mostraron diferencias significativas (ANOVA, $p < 0.05$), que se observaron en intervalos de la negatividad de 225 a 240 ms en F3, FC3 y FCz, y de 220 a 240 ms en Fz y C3. En este sentido, al realizar la

prueba *t-student* de dos colas, se encontró que no existían diferencias significativas entre $\text{MMN}_{\text{SIN ICA}}$ y $\text{MMN}_{\text{FastICA}}$ y entre $\text{MMN}_{\text{SIN ICA}}$ y MMN_{SOBI} en los electrodos analizados, aunque al comparar $\text{MMN}_{\text{SIN ICA}}$ y $\text{MMN}_{\text{Infomax}}$, se vio que en donde existían las diferencias significativas era en el electrodo F3 ($p=0.016$). Por su parte, al observar los mapas topográficos se distinguen diferencias en sus niveles de azul, con y sin preprocesamiento, lo que indica cambios en la contribución de los electrodos para cada implementación utilizada. Dichos cambios (i.e. diferencias) se ilustran en el mapa topográfico del lado derecho, donde se aprecia que los electrodos cuyas respuestas tuvieron diferencias significativas (indicados con puntos rojos), son los electrodos fronto-laterales izquierdos.

DISCUSIÓN

El presente trabajo ha presentado una metodología sistemática para la identificación y eliminación de artefactos en la respuesta MMN mediante el uso de tres implementaciones para la separación ciega de fuentes (FastICA, Infomax y SOBI).

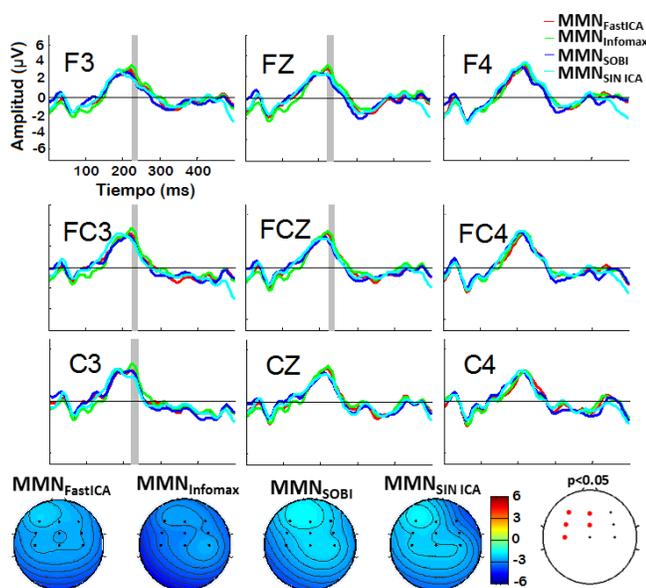


FIGURA 5. Respuestas MMN promedio ($n = 8$) obtenidas en los electrodos fronto-centrales tras eliminar artefactos con tres implementaciones del BSS. Arriba, respuesta respecto al tiempo obtenidas con $MMN_{FastICA}$ (azul), $MMN_{Infomax}$ (rojo), MMN_{SOBI} (verde) y $MMN_{SIN ICA}$ (cian), donde el área sombreada indica el intervalo con diferencias significativas (ANOVA, $p < 0.05$) entre las respuestas. Abajo, los mapas topográficos correspondientes con y sin preprocesamiento, donde los puntos rojos en el mapa de la derecha indican los electrodos con diferencias significativas en las respuestas MMN.

La base de datos utilizada estuvo compuesta por registros de 8 infantes, y en cada caso se analizaron las señales de nueve electrodos frontocentrales y se obtuvieron cuatro respuestas MMN (tres con preprocesamiento y una sin preprocesamiento). En general, la metodología utilizada ayudó a la extracción de seis clases de artefactos y permitió la identificación

de sus características a través del uso de (a) mapas topográficos, (b) su actividad de las épocas respecto al tiempo y (c) su espectro de potencia. En particular, entre los artefactos extraídos, la onda μ izquierda fue uno de los artefactos que se identificaron con mayor frecuencia en las señales analizadas (5 de 8 sujetos). Lo anterior es consistente con lo reportado por otros autores [36] y [37], que mencionan que este componente está presente en sujetos sometidos a una tarea de percepción donde se discriminan pasiva o activamente estímulos iguales y diferentes, como fue el caso del paradigma de estimulación utilizado en este trabajo. El otro artefacto que apareció frecuentemente fue el parpadeo, identificado en 7 de 8 sujetos con FastICA y SOBI y en 6 de 8 sujetos con Infomax, un artefacto esperado dado que los niños estaban observando un video durante la prueba. Por su parte, el artefacto muscular solo se identificó en un registro, y ya que este componente puede tener un contenido en frecuencia hasta de 60 Hz es posible que se haya eliminado en los otros registros al utilizar el filtro fuera de línea entre 1 y 30 Hz o que no haya estado presente. Respecto al artefacto asociado a un electrodo con alta impedancia, el haber aparecido en diferentes sujetos dependiendo de la implementación (2 sujetos con FastICA y 4 con Infomax y SOBI, pero diferentes), podría haber revelado falta de robustez en los criterios usados para su identificación o dificultad de las tres implementaciones para separar el componente correctamente, por lo que se requiere de ampliar el análisis de este artefacto en particular para determinar las causas asociadas a las inconsistencias en su detección. Finalmente, aunque no se pudo determinar el origen del último artefacto en la figura 3 (h), cabe hacer notar que, aunque el mapa topográfico habría llevado a identificarlo erróneamente como onda μ izquierda, el gráfico de la actividad con respecto al tiempo (con ruido para todas las épocas) evitó que se cometiera tal error. Esto indica la relevancia de utilizar la información combinada para la mejor identificación de los artefactos, lo que podría incorporarse como una estrategia automatizada a la

fase de preprocesamiento en el estudio de la respuesta MMN en la población de interés (una vez que se confirmen los resultados en una base de datos más grande y con el apoyo de un experto clínico).

Con relación a la respuesta MMN, aunque su comportamiento en el tiempo no reveló diferencias importantes en la morfología, se encontró que el preprocesamiento en general aumenta la amplitud de la respuesta, lo que nos lleva a pensar en el incremento de la relación señal a ruido (S/R) y, en consecuencia, en la obtención de una MMN de mayor amplitud al utilizar el BSS. Este comportamiento se observó mayormente en todas las respuestas obtenidas tras preprocesar las señales con FastICA y SOBI en todos los electrodos, mientras que Infomax fue consistente en presentar los valores de desviación estándar más altos. En forma complementaria, como lo indican los mapas topográficos, las diferencias significativas entre las respuestas MMN se localizaron en 5 electrodos, FZ, FCZ, F3, FC3 y C3, haciéndose más evidente la distribución frontocentral lateralizada a la izquierda que caracteriza a esta respuesta, como se reporta en la literatura cuando se tiene una mejor discriminación del estímulo infrecuente [2] y [10]. De acuerdo a estos mapas, la respuesta con mayor amplitud fue MMN_{Infomax}, lo cual permite decir que se logró una mejor identificación de los artefactos con este algoritmo, de manera que al eliminarlos mejoró la S/R de esta respuesta.

Los resultados han sido interesantes, y aunque la base de datos incluida es pequeña en número de sujetos, en cada caso se analizaron las señales de nueve electrodos frontocentrales y se obtuvieron cuatro respuestas MMN (tres con preprocesamiento y una sin preprocesamiento) por electrodo, por lo que consideramos que, aunque en forma preliminar, la metodología propuesta es prometedora. Cabe mencionar que, aunque el presente estudio no incluyó a un experto clínico para validar la metodología, si se

contó con la experiencia para el reconocimiento de artefactos de señales biomédicas en general y en particular en el EEG, lo que se complementó con lo que reporta la literatura para el caso de la respuesta MMN.

El trabajo a futuro se enfocará en validar los resultados obtenidos en una base de datos más amplia, esto con el apoyo de un experto clínico para la selección y eliminación de artefactos (lo que deberá confirmar nuestras observaciones sobre el aumento de la amplitud del MMN como resultado favorable de usar el ACI para preprocesar las señales). Posteriormente, al contar con una estrategia sistematizada de selección y eliminación de artefactos (validada por al menos un experto clínico), podría ampliarse el estudio e incluir otras implementaciones del ACI, lo que permitirá identificar a aquellas que resulten poco recomendables para el procesamiento de las señales y la generación de la respuesta MMN.

CONCLUSIÓN

En este artículo se han utilizado FastICA, Infomax y SOBI para eliminar artefactos y evidenciar la respuesta MMN en registros de niños con audición normal. Para ello se propuso una metodología basada en utilizar tres características de los CIs para su identificación: el mapa topográfico, la actividad con respecto al tiempo época a época y el espectro de potencia. Esto permitió la identificación de artefactos tanto de origen fisiológico como no fisiológico y reveló algunas inconsistencias en la identificación del artefacto asociado a un electrodo con alta impedancia, por lo que es necesario ampliar el análisis del mismo.

En cuanto a la eliminación de los artefactos, se encontró a MMN_{infomax} con las mayores diferencias significativas en el intervalo de la respuesta en electrodos F3, FZ, FC3, FCZ y C3; lo anterior reflejado en la distribución topográfica de esta respuesta. Es posible concluir que mediante el algoritmo Infomax se identifican mejor los Componentes Independientes asociados con artefactos, su eliminación resulta en un MMN de mayor amplitud y distribución topográfica lateralizada a la izquierda.

Como parte de un trabajo a futuro, se sugiere la utilización de una mayor muestra de señales y el apoyo de un experto clínico, lo cual permitiría obtener resultado más robustos. Asimismo, y para fines

prácticos, se propone la consideración de una revisión completa de algoritmos ACI, lo que permitiría identificar los algoritmos menos recomendados para su utilización en la clínica, esto basado en sus pobres resultados.

REFERENCIAS

- [1] R. Näätänen, A.W.K. Gaillard, S. Mantysalo, "Early selective attention effect on evoked potential reinterpreted," *Acta Psychologica*, vol. 42, no. 4, pp. 313-29, 1978. DOI: [10.1016/0001-6918\(78\)90006-9](https://doi.org/10.1016/0001-6918(78)90006-9)
- [2] R. Näätänen, P. Paavilainen, T. Rinne, K. Alho, "The mismatch negativity (MMN) in basic research of central auditory processing: A review," *Clinical Neurophysiology*, vol. 118, pp. 2544-2590, Oct. 2007. DOI: [10.1016/j.clinph.2007.04.026](https://doi.org/10.1016/j.clinph.2007.04.026)
- [3] R. Näätänen, "Attention and brain function," Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, NJ, 1992.
- [4] R. Näätänen, C. Escera, "Mismatch Negativity: clinical and other application," *Audiol Neurootol*, vol. 5, pp. 105-110, 2000. DOI: [10.1159/000013874](https://doi.org/10.1159/000013874)
- [5] R. Näätänen, S. Pakarinen, T. Rinne, R. Takegata, "The mismatch negativity (MMN): towards the optimal paradigm," *Clinical Neurophysiology*, vol. 11, pp. 140-144, 2004. DOI: [10.1016/j.clinph.2003.04.001](https://doi.org/10.1016/j.clinph.2003.04.001)
- [6] N. Kraus, T. J. McGee, T. D. Carrell, S. G. Zecker, T.G. Nocol, D. B. Koch, "Auditory Neurophysiologic Response and Discrimination Deficits in Children with Learning Problems," *Science*, vol. 273, pp. 971-973, 1996. DOI: [10.1126/science.273.5277.971](https://doi.org/10.1126/science.273.5277.971)
- [7] N. Kraus, T. McGee, A. Micco, A. Sharma, T. Carrell, T. Nicol, "Mismatch negativity in school-age children to speech stimuli that are just perceptibly different," *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, vol. 88, pp. 123-130, 1993. DOI: [10.1016/0168-5597\(93\)90063-U](https://doi.org/10.1016/0168-5597(93)90063-U)
- [8] R. Näätänen, T. Kujala, C. Escera, T. Baldeweg, K. Kreegippu, S. Carlson, C. Ponton, "The mismatch negativity (MMN). A unique window to disturbed central auditory processing in ageing and different clinical conditions," *Clinical Neurophysiology*, vol. 123, pp. 424-458, 2012. DOI: [10.1016/j.clinph.2011.09.020](https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.09.020)
- [9] V. L. Shafer, Y. H. Yu, H. Datta, "Maturation of Speech Discrimination in 4- to 7-Yr-Old Children as Indexed by Event-Related Potential Mismatch Responses," *Ear and Hearing*, vol. 31, no. 6, pp. 735-745, 2010. DOI: [10.1097/AUD.0b013e3181e5d1a7](https://doi.org/10.1097/AUD.0b013e3181e5d1a7)
- [10] R. Näätänen, "Mismatch negativity: Clinical research and possible applications," *International Journal of Psychophysiology*, vol. 48, pp. 179-188, 2003. DOI: [10.1016/S0167-8760\(03\)00053-9](https://doi.org/10.1016/S0167-8760(03)00053-9)
- [11] R. Ceponiene, T. Rinne, R. Näätänen, "Maturation of cortical sound processing as indexed by event-related potentials," *Clinical Neurophysiology*, vol. 113, pp. 870-882, 2002. DOI: [10.1016/S1388-2457\(02\)00078-0](https://doi.org/10.1016/S1388-2457(02)00078-0)
- [12] E. Sussman, R. Cepoinea, A. Shestakova, R. Näätänen, I. Winkler, "Auditory stream segregation processes operate similarly in school-aged children and adults," *Hearing Research*, vol. 153, pp. 108-114, 2001. DOI: [10.1016/S0378-5955\(00\)00261-6](https://doi.org/10.1016/S0378-5955(00)00261-6)
- [13] R. N. Vigario, "Extraction of ocular artefacts from EEG using independent component analysis," *Electroencephalogr Clin. Neurophysiol.*, vol. 103, no. 3, pp. 395-404, 1997. DOI: [10.1016/S0013-4694\(97\)00042-8](https://doi.org/10.1016/S0013-4694(97)00042-8)
- [14] R. Korhonen, J. Hernandez-Pavon, J. Metsomaa, H. Mäki, R. Ilmoniemi, J. Sarvas, "Removal of large muscle artifacts from transcranial magnetic stimulation-evoked EEG by independent component analysis," *Med Biol Eng Comput*, vol 49, no. 4, pp. 397-407, 2011 DOI: [10.1007/s11517-011-0748-9](https://doi.org/10.1007/s11517-011-0748-9)
- [15] D. V. M. Bishop, M. J. Hardiman, "Measurement of mismatch negativity in individuals: A study using single-trial analysis," *Psychophysiology*, vol. 47, pp. 697-705, 2010. DOI: [10.1111/j.1469-8986.2009.00970.x](https://doi.org/10.1111/j.1469-8986.2009.00970.x)
- [16] D. Ko, S. Kwon, G-T Lee, C. H. Im, K. H. Kim, K-Y Jung, "Theta Oscillation Related to the Auditory Discrimination Process in Mismatch Negativity: Oddball versus Control Paradigm," *J Clin Neurol*, vol. 8, pp. 35-42, 2012. DOI: [10.3988/jcn.2012.8.1.35](https://doi.org/10.3988/jcn.2012.8.1.35)
- [17] F. Cong, A. Aleksandrov, V. Knyazeva, T. Deinekina, and T. A. Ristaniemi, "A Systematic Independent Component Analysis Approach to Extract Mismatch Negativity," J. Wang, G.G. Yen, and M.M. Polycarpou (Eds.): *ISSN 2012, Part I, LNCS 7367*, pp. 411-421, 2012. DOI: [10.3988/jcn.2012.8.1.35](https://doi.org/10.3988/jcn.2012.8.1.35)
- [18] S. Parmar, B. Unhelkar, "Performance Comparisons of ICA Algorithms to DS-CDMA Detection," *Journal of Telecommunications*, vol.1, pp.52-56, 2010. [arXiv:1002.3332](https://arxiv.org/abs/1002.3332)
- [19] H. Lee, S. Oh, F. A. Jolesz, H. Park, S. Yoo, "Application of independent component analysis for the data mining of simultaneous Eeg-fMRI: preliminary experience on Sleep Onset," *Int J Neurosci*, vol. 119, no. 8, pp. 1118-1136, 2009. DOI: [10.1080/00207450902854627](https://doi.org/10.1080/00207450902854627)
- [20] H. Wang, Y. Pi, G. Liu, H. Chen, "Applications of ICA for the enhancement and classification of polarimetric SAR images," *Int. J. Remote Sens.*, vol. 29, no. 6, pp. 1649-1663, 2008. DOI: [10.1080/01431160701395211](https://doi.org/10.1080/01431160701395211)
- [21] R. Llinares, J. Igual, "Application of constrained independent component analysis algorithms in electrocardiogram arrhythmias," *Artif. Intell. Med.*, vol. 47, no. 2, pp. 121-133, 2009. DOI: [10.1016/j.artmed.2009.05.006](https://doi.org/10.1016/j.artmed.2009.05.006)
- [22] P. Comon, "Independent Component Analysis-A new concept?" *Signal Process.*, vol. 36, no. 3, pp. 287-314, 1994. DOI: [10.1016/0165-1684\(94\)90029-9](https://doi.org/10.1016/0165-1684(94)90029-9)
- [23] A. Hyvärinen, E. Oja, "Independent Component Analysis Algorithms and Applications," *Neural Netw.*, vol. 13, no. 4-5, pp. 411-430, 2000. DOI: [10.1016/S0893-6080\(00\)00026-5](https://doi.org/10.1016/S0893-6080(00)00026-5)
- [24] C.J. James, Hesse CW, "Independent component analysis for biomedical signals," *Physiol Meas*, vol. 26, no.1, pp. 15-39, 2005. DOI: [10.1088/0967-3334/26/1/R02](https://doi.org/10.1088/0967-3334/26/1/R02)
- [25] A. Hyvärinen. Fast and Robust Fixed-Point Algorithms for Independent Component Analysis. *IEEE Trans Neural Netw.*, vol. 10, no. 3, pp 626-634, 1999. DOI: [10.1109/72.761722](https://doi.org/10.1109/72.761722)
- [26] T-W. Lee, "Independent Component Analysis Using an Extended Infomax Algorithm for Mixed Subgaussian and Supergaussian Sources," *Neural Comput.*, vol. 11, pp. 417-441, 1999. DOI: [10.1162/089976699300016719](https://doi.org/10.1162/089976699300016719)
- [27] A.J. Bell, T.J. Sejnowski An information-maximization approach to blind separation and blind deconvolution *Neural Comput.*, vol. 7, no. 6, pp. 1129-1159, 1995. DOI: [10.1162/neco.1995.7.6.1129](https://doi.org/10.1162/neco.1995.7.6.1129)
- [28] A. Ziehe, K.-R. Müller, "TDSEP—An efficient algorithm for blind separation using time structure," in *Proc. 8th ICANN, Perspectives in Neural Computing*, L. Niklasson, M. Bodén, and T. Ziemke (Eds.), pp. 675-680, 1998. DOI: [10.1007/978-1-4471-1599-1_103](https://doi.org/10.1007/978-1-4471-1599-1_103)

- [29] E. Ollila, "The Deflation-based FastICA Estimator: Statistical analysis revisited," *IEEE Transactions on Signal Process.*, vol 58, no. 3, pp. 1527-1541. DOI: [10.1109/TSP.2009.2036072](https://doi.org/10.1109/TSP.2009.2036072)
- [30] User Manual, Stim, Neuroscan, Inc. copyrigh@1990 Neurosoft Inc.
- [31] EEG caps. Electro-Cap, International, Inc.
- [32] User Manual, SynAmps, Neuroscan, Inc. copyrigh@1990 Neurosoft Inc.
- [33] A. Delorme, S. Makeig, "EEGLAB: an open source toolbox for analysis of single-trial EEG dynamics including independent component analysis," *Journal of Neuroscience Methods*, vol. 134, no. 1, pp. 9-21, 2004. DOI: [10.1016/j.jneumeth.2003.10.009](https://doi.org/10.1016/j.jneumeth.2003.10.009)
- [34] A. Delorme, T. Sejnowski, S. Makeig, "Enhanced detection of artifacts in EEG data using higher-order statistics and independent component analysis," *NeuroImage*, vol. 34, pp. 1443-1449, 2007. DOI: [10.1016/j.neuroimage.2006.11.004](https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.11.004)
- [35] T. He, G. Clifford, L. Tarassenko, "Application of independent component analysis in removing artefacts from the electrocardiogram," *Neural Computing & Applications*, vol. 15, no. 2, pp. 105-116, 2006. DOI: [10.1007/s00521-005-0013-y](https://doi.org/10.1007/s00521-005-0013-y)
- [36] D. Jenson, A. L. Bowers, A. W. Harkrider, D. Thornton, M. Cuellar, T. Saltuklaroglu, "Temporal dynamics of sensorimotor integration in speech perception and production: independent component analysis of EEG data," *Frontiers in Psychology*, vol. 5, 656, pp. 1-17, 2014. DOI: [10.3389/fpsyg.2014.00656](https://doi.org/10.3389/fpsyg.2014.00656)
- [37] A. Bowers, T. Saltuklaroglu, A. Harkrider, M. Cuellar, "Suppression of the μ Rhythm during Speech and Non-Speech Discrimination Revealed by Independent Component Analysis: Implications for Sensorimotor Integration in Speech Processing," *PLoS ONE*, vol. 8, pp. 1-17, 2013. DOI: [10.1371/journal.pone.0072024](https://doi.org/10.1371/journal.pone.0072024)
- [38] T. P. Jung, S. Makeig, C. Humphries, T. W. Lee, M. J. McKeown, V. Iragui, et al. "Removing electroencephalographic artifacts by blind source separation," *Psychophysiology*, 37, pp. 163-178, 2000. DOI: [10.1111/1469-8986.3720163](https://doi.org/10.1111/1469-8986.3720163)
- [39] J. Onton, "Evaluating ICA components," Online EEGLAB Workshop, University of California San Diego (UCSD), La Jolla, CA, 2010. Recuperado de: http://scn.ucsd.edu/eeglab/Online_EEGLAB_Workshop/EEGLAB12_eval_ICA_components.html/
- [40] L.S. Kao, C.E. Green, "Analysis of Variance: Is There a Difference in Means and What Does It Mean?," *J Surg Res.*, vol. 144, no. 1, pp. 158-170, 2008. DOI: [10.1016/j.jss.2007.02.053](https://doi.org/10.1016/j.jss.2007.02.053)

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.2.2](https://doi.org/10.17488/RMIB.38.2.2)

Analysis of the kinematic variation of human gait under different walking conditions using computer vision

Análisis de la variación cinemática de la marcha humana bajo diversas condiciones de caminado usando visión por computadora

Arellano-González Juan Carlos, Medellín-Castillo Hugo Iván*, Cárdenas-Galindo J. Antonio**

*Centro de Investigación y Estudios de Posgrado, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de San Luis Potosí, San Luis Potosí, México.

ABSTRACT

This paper presents the analysis of human gait of three young adults under several walking conditions similar to those in real life. The aim is to evaluate how the human gait varies when different walking conditions are considered. In order to evaluate the human gait variations under different walking conditions, first a 3D computer vision system to reconstruct human gaits is developed and presented. Then, a set of kinematic gait parameters is defined in order to analyse the different gait patterns. Finally, several experiments are conducted with three normal young adults walking under different real-life conditions, such as ascending a slope walk, no arm-swing walk, carrying a front load walk, carrying a lateral load walk, fast walk and high-heel shoes walk. The results has shown that the human gait pattern vary according to the walking conditions, being the most common variation a slower walk with shorter steps than the normal walk. Since the aim of the paper is to identify and evaluate human gait variations under different walking conditions, only three subjects were considered in the study. However, in order to provide more precise and standard results the number of subjects must be increased considering different age, height, sex, weight, and health conditions of the participants. Human walking patterns are very important for medical diagnosis and orthopedics, pathological and aging evaluation, medical rehabilitation, and design of rehabilitation systems, human prosthesis and humanoid robots. However, most of the research work in the literature has been primarily focused on the analysis of gait patterns under normal walking conditions. This fact has led to a limited knowledge of the human gait patterns since real-life walking conditions are diverse, e.g. walking carrying a load. This paper presents the analysis of human gait of three young adults under walking conditions similar to those in real life. Human gait patterns vary with the walking conditions, which must be considered during the analysis, evaluation and diagnosis of gait performance, or during the design process of prostheses or rehabilitation systems.

KEYWORDS: Human gait; gait parameters; gait variations; walking condition.

RESUMEN

En este artículo se presenta el análisis del patrón de caminado de tres adultos jóvenes bajo diversas condiciones de caminado tal como se presentan en la vida real. El objetivo es determinar la variación del patrón de caminado cuando se tienen diferentes condiciones de caminado. Con el propósito de evaluar la variación del patrón de caminado bajo diversas condiciones de caminado, primero se desarrolla y presenta un sistema de visión por computadora para la reconstrucción 3D de las trayectorias del caminado humano. Posteriormente se define un conjunto de parámetros cinemáticos de caminado para analizar los diferentes patrones de caminado. Finalmente se realiza una serie de experimentos con tres adultos jóvenes a los cuales se les pidió caminar bajo diferentes condiciones como en la vida real, tales como caminar subiendo una pendiente, caminar sin braceo, caminar sosteniendo una carga la frente, caminar sosteniendo una carga lateral, caminar rápido y caminar con zapato de tacón alto. Los resultados han demostrado que el patrón de caminado humano varía de acuerdo a las condiciones del caminado, siendo una de las variaciones más comunes un caminado más lento con pasos más cortos que el caminado normal. Debido a que el objetivo del trabajo es identificar y evaluar variaciones del patrón de caminado bajo diversas condiciones, solamente se consideraron tres sujetos de estudio. Sin embargo, para proporcionar resultados más precisos y normalizados el tamaño de la muestra debe incrementarse considerando diferentes edades, estaturas, sexo, peso, y condiciones de salud de los participantes. Los patrones del caminado humano son muy importantes para el diagnóstico médico y ortopédico, las evaluaciones patológicas y de envejecimiento, la rehabilitación médica, y el diseño de sistemas de rehabilitación, prótesis humanas y robots humanoides. Sin embargo, la mayoría de los trabajos de investigación reportados en la literatura se han enfocado principalmente en el análisis del patrón de caminado humano bajo condiciones normales de caminado. Estos estudios del caminado humano han dado lugar a un conocimiento limitado debido a que las condiciones del caminado en la vida real son diversas, por ejemplo caminar con una carga. Este trabajo presenta el análisis del patrón de caminado de tres adultos jóvenes bajo diversas condiciones de caminado similares a la vida real. El patrón de caminado humano varía de acuerdo a las condiciones de caminado, lo cual debe ser considerado durante en análisis, evaluación y diagnóstico del desempeño de caminado, o durante el proceso de diseño de prótesis o sistemas de rehabilitación.

PALABRAS CLAVE: Patrón de caminado; parámetros del caminado; variación del patrón de caminado; condición de caminado.

Correspondencia

DESTINATARIO: **Hugo Iván Medellín Castillo**
INSTITUCIÓN: **Centro de Investigación y Estudios de Posgrado, Facultad de Ingeniería, Universidad Autónoma de San Luis Potosí**
DIRECCIÓN: **Av. Dr. Manuel Nava #8, C.P. 78290, San Luis Potosí, S.L.P., México**
CORREO ELECTRÓNICO: **hugoivanmc@uaslp.mx**

Fecha de recepción:

31 de agosto de 2016

Fecha de aceptación:

20 de noviembre de 2016

INTRODUCTION

From the time of Aristotle the analysis of human movement has been of interest to mankind ^[1]. The first formal studies on human gaits were made at the end of XIX century. Initially human gait analyses were performed by a set of photographic cameras sequentially activated to follow the motion. However at the end of World War II the first laboratories for human motion analysis were created ^[2]. By means of processors, video cameras and lighting techniques these laboratories were able to obtain human motion data. Nowadays there are several measuring and tracking systems cable of capturing 3D kinematic and kinetic human gaits. Most of these systems are based on visual observations by means of optical devices such as video cameras and photography. An example of tracking systems is the CaTraSys (Cassino Tracking System) ^[3], a cable-based parallel manipulator used to obtain experimental data of human walking characteristics. Three-dimensional motion analysis has been also performed by using the VICON System for data capture ^[4] ^[5] ^[6]. Measuring and tracking systems can be also combined with biomechanical modelling to study, analyse and predict human motion ^[2].

Tracking systems also measure human 3D gaits by mean of different type of sensors (accelerometers, optoelectronic, magnetic, etc.), which can be wireless or cable-based. With the assistance of computer technology in the 1970s, trunk acceleration amplitude and rhythmicity were used to discriminate between healthy individuals and different types of walking pattern, such as crutch assisted gait, peripheral nerve injury, post-operative hip arthroplasty, and below knee amputees. In the same decade, spatiotemporal variables such as lower limb segmental velocities, heel strike, foot flat, heel off and toe off were also calculated from accelerometer data. More recently, it was demonstrated that accelerometers can provide useful insights into the motor control of normal walking, age-related differences in dynamic postural control, and gait patterns in people with movement disorders ^[7].

Visual analysis of human motion has become a major application area in computer vision. This development has been driven by many interesting applications and the recent technological advances involving the real-time capture, transfer, and processing of images on widely available low-cost hardware platforms. Functionality and performance is likely to be gained by adding a symbolic component on top of the image processing to reason about the scene and control image tasks. Work on different sensor modalities (range, infrared, sound) will also lead to systems with combined strengths ^[8]. A review describing the reliability of three-dimensional kinematic gait data was presented in ^[9]. This review provided evidence that clinically acceptable errors are possible in human gait analysis.

This paper presents the analysis of human gait of three young adults under walking conditions similar to those in real life. The aim is to determine how the human gait varies under different conditions. The walking conditions considered in this study are: ascending a slope walk, no arm-swing walk, carrying a front load walk, carrying a lateral load walk, and high-heel shoes walk.

RELATED WORKS

In the last three decades, there has been several research works focused on the understanding, analysis and characterization of human gait. These research works can be classified into two main groups: study of human gait of non-disabled people (healthy people) and study of human gait of disabled people. The following paragraphs summarize some of these works.

Human gait of non-disabled people

It has been reported that walk ratio remains invariant except at slow speeds ^[10] ^[11]. On the other hand, a kinematics and kinetics gait analysis of children showed that repeatability of kinetics data was higher than kinematics data ^[5]. A study of gait acceleration

and synchronisation in healthy adult subjects was presented in ^[12]. A model equation with two parameters that capture the essential relationships between gait cycle and gait acceleration was derived. In ^[13] the repeatability of gait parameters measured by a force plate gait analysis system (Leonardo Mechanograph® GW) in healthy children was analysed. A comparison of lower extremity coordination in walking and running was reported in ^[14]. An investigation presented in ^[15] demonstrated that walking speeds using Froude number fractions below one is a method to establish dynamic walking similarities between different subjects. In ^[16] it was found that gait patterns are not a fixed patient characteristic, but often vary with walking speed. An investigation showed that kinematics walking pattern of 6 year-old girls and 18 year-old girls have small differences between the two groups of girls ^[17]. Walking pattern with missing-heel shoes differs drastically from the pattern with normal sole geometry in the sagittal plane during the first half of the gait cycle ^[4]. In ^[18] it was found that individuals should be given at least 5 *min* of walking or other normal activity to adapt to altered inertial conditions before gait assessment is conducted. On the other hand, in ^[19] it was found that visual condition, particularly double and tunnel vision, in healthy elderly influences gait characteristics and interacts with gender.

More recently, an investigation to examine how different modes of arm swing affect gait stability was presented in ^[20]. Ten healthy young male subjects were asked to walk with four different arm swing instructions at seven different gait speeds. The results evidenced that excessive arm swing significantly increases local dynamic stability of human gait. On the other hand, a study of human gait transitions and functional distance on a treadmill was presented in ^[21]. The results showed that the increase of functional distance reduced the amount of classical hysteresis and promoted negative hysteresis, that is, a lower

transition speed for walk-to-run transitions (ascending trials) than for run-to-walk transitions (descending trials). An evaluation of the human gait phase resetting response of healthy individuals when perturbing the right leg was presented in ^[22]. The results showed that phase resetting behaviour is relatively consistent among subjects, but that minor variations in phase resetting behaviour are attributable to walking at different treadmill speeds.

Human gait of disabled people

An investigation to analyse the regularity and complexity of the Minimum toe clearance time series due to healthy ageing and locomotors' disorders was conducted ^[23]. The results suggested that ageing influences gait patterns which in turn can affect the balance control of human locomotion. A study to analyse the variation of gait patterns after surgery to repair an anterior cruciate ligament rupture, and to investigate the effect of knee bracing was reported in ^[24]. The results revealed that patients treated with a brace showed remarkable differences in walking patterns compared to those patients treated without a brace. In ^[25] it was found that experienced amputees have better walking performance than their relatively prosthetic inexperienced counterparts. On the other hand, in ^[26] it was observed that the overall walking pattern in children treated for clubfoot was good despite smaller persistent deviations from normal. In ^[27] it was observed that doing sports in the youth has effects on movement patterns (smaller changes in the angle of the ankle joint) in all day living.

Gait patterns of neurologically healthy adults do not necessarily result in faster gait speeds for individuals with chronic stroke ^[28]. The effects of auditory rhythms and arm movement on inter-segmental coordination during walking in persons who have suffered a stroke were studied in ^[29]. An investigation to estimate 3D femoral and tibial linear accelerations during treadmill walking on healthy and osteoarthritis populations

was presented in [30]. Kinematic and kinetic characteristics of walking pattern for patients with cerebral palsy (CP) were investigated in [31]. In [32] it was found that the use of the peroneal nerve stimulator in hemiplegic patients does not introduce any excessive and potential harmful mechanical loads. Alternatively, in [33] it was observed that the reproducibility of walking patterns differs between patients with arthrogryposis multiplex congenital and a healthy control group. The emergence of muscle activity pattern during walking in toddlers with typical development (TD) and with Down syndrome (DS) was studied in [34].

From this literature review it can be observed that human gait analysis has been mainly focused on the characterization of healthy and pathologic gaits during normal free walk conditions. Several works report the variation of gait patterns to walking speed. However, very few works have considered the analysis and characterization of gait profiles under different walking conditions as they may usually occur in real life situations; for example, ascending a slope, walking with high-heel shoes, walking while carrying a load, etc. Under these real life conditions human gait may vary and therefore these variations should be considered when providing diagnosis, defining rehabilitation procedures, or designing prosthesis or equipment in order to obtain more robust designs.

This research work presents the analysis of human walking patterns of three young adults under normal and especial conditions such as walking with and without arm swing, ascending a slope, fast walk, slow walk, with a front load, etc. The objective is to compare and evaluate gait variations corresponding to different real life walking situations. A set of kinematic gait parameters is defined and used to evaluate and analyse human gaits. Human gaits are reconstructed by a 3D computer vision system.

METHODOLOGY

Reconstruction methods

In order to determine the most suitable computer vision method to reconstruct the 3D gait trajectories, an evaluation of the most common 3D reconstruction methods in the literature was conducted. These methods are:

1. The linear method based on the homogeneous solution of the calibration matrix, by singular values decomposition (SVD) [35] [36].
2. Linear method based on the non-homogeneous solution of the calibration matrix, [35] [36] [37] [38] [39].
3. Non-linear method called Camera Space Manipulation (CSM) [40] [41], using an iterative process.

The first two methods require a camera calibration process to determine the intrinsic and extrinsic parameters of the camera. In this process the projection matrix \mathbf{P} , also called calibration matrix, is estimated and then the intrinsic and extrinsic parameters of the camera are obtained. The estimation of the projection matrix \mathbf{P} can be made by a known scene such as a calibration pattern made of three planes [35] [36], Figure 1.

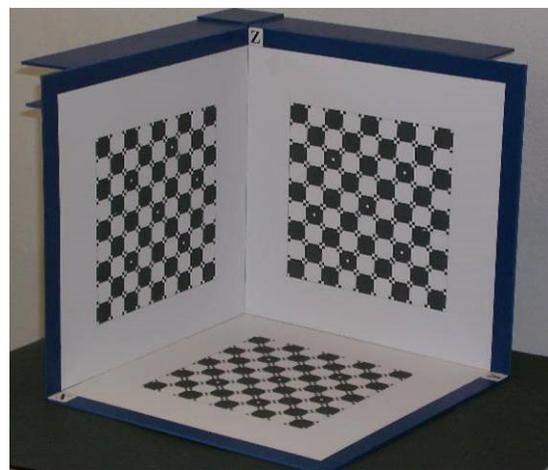


FIGURE 1. Calibration pattern.

Homogeneous solution of the calibration matrix

This method solves the calibration matrix by using the SVD of the equations that projects a point from the 3D world to the camera image plane [35], [38]. A projection matrix from which all intrinsic and extrinsic parameters can be extracted is obtained. A camera generates 3D (X_i) point correspondences, with points in the image plane (x_i). If there are enough $X_i \leftrightarrow x_i$ correspondences, a camera matrix \mathbf{P} can be estimated as:

$$x_i = \mathbf{P}X_i \tag{1}$$

where X_i corresponds to the 3D coordinates and x_i corresponds to the coordinates in pixels. The size of matrix \mathbf{P} is 3×4 because each 3D point has four homogeneous components ($X, Y, Z, 1$)^T, and the point on the image plane has three homogeneous components ($x, y, 1$)^T. The solution \mathbf{P} is obtained by SVD using Matlab®.

Non-homogeneous solution of the calibration matrix

Assuming that there are point correspondences $X_i \leftrightarrow x_i$ between 3D points and 2D points in an image, a camera matrix \mathbf{P} that satisfies eq. (1) is required. The set of 3D positions $X_i = [X_p, Y_p, Z_p, 1]^T$ along with their corresponding positions in the image $x_i = [\rho x_i, \rho y_i, \rho]^T$ is used to define a linear equation system, which can be solved to obtain the elements of matrix \mathbf{P} . Substituting these positions in Eq. (1):

$$\begin{bmatrix} \rho x_i \\ \rho y_i \\ \rho \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} p_{11} & p_{12} & p_{13} & p_{14} \\ p_{21} & p_{22} & p_{23} & p_{24} \\ p_{31} & p_{32} & p_{33} & p_{34} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X_i \\ Y_i \\ Z_i \\ 1 \end{bmatrix} \tag{2}$$

which involves 12 unknowns. Since the non-homogeneous solution will be used, the element $p_{34} = 1$. To obtain the remaining 11 unknowns it is necessary to use five and a half points, this because each point generates two equations. These required points can be obtained from the calibration pattern.

Camera Space Manipulation (CSM)

The Camera Space Manipulation method is a computer vision technique that does not require a calibration process [41], [42]. An important feature of this method is that the manoeuvring targets are defined and pursued in the reference frame of 2D images obtained by each of the participating cameras; in this case two cameras. These targets are established using "six vision parameters", which are determined by a nonlinear estimation process called "least squares differential correction". These parameters define a nonlinear algebraic relationship between the internal configuration of a robot and the corresponding location in the camera space of visual marks placed on the manipulable body. A simplified pin-hole camera model is obtained by considering the asymptotic limit when Z_o is much greater than the other coordinates x_i, y_i, z_i, X_o and Y_o , [9]. Then, the coordinates in the image plane (x_{ci}, y_{ci}) are:

$$\begin{aligned} x_{ci} &= (C_1^2 + C_2^2 - C_3^2 - C_4^2)x_i + 2(C_2C_3 + C_1C_4)y_i + 2(C_2C_4 - C_1C_3)z_i + C_5 \tag{3} \\ y_{ci} &= 2(C_2C_3 - C_1C_4)x_i + (C_1^2 - C_2^2 + C_3^2 - C_4^2)y_i + 2(C_3C_4 + C_1C_2)z_i + C_6 \end{aligned}$$

These equations define the orthographic camera model, where C_1, \dots, C_6 represent the vision parameters that define a nonlinear algebraic relationship between the physical location of 3D points (x_i, y_i, z_i) and the corresponding location in the image plane (x_{ci}, y_{ci}). To determine the six vision parameters the same calibration pattern used in the two previous methods is used. Six parameters are determined independently for each camera. Since Eq. (3) is nonlinear in terms of the vision parameters, the estimation process is iterative and can be derived from the nonlinear estimation process called "least squares differential correction".

The values of the vision parameters were obtained using Matlab®, and the equations obtained are:

$$\begin{bmatrix} -0.8107 & 1.2939 & 0.0194 \\ 0.3037 & 0.2125 & -1.4813 \\ -1.2395 & 0.6490 & -0.0336 \\ 0.1732 & 0.2601 & -1.3642 \end{bmatrix} \begin{bmatrix} X \\ Y \\ Z \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} xc_1(i) - 802.2 \\ yc_1(i) - 677.3 \\ xc_2(i) - 603.1 \\ yc_2(i) - 706.0 \end{bmatrix} \quad (4)$$

$$Err_{3D} = \sum_{i=1}^N \sqrt{|X_i - \hat{X}_i|^2 + |Y_i - \hat{Y}_i|^2 + |Z_i - \hat{Z}_i|^2} \quad (5)$$

where the [X, Y, Z] vector corresponds to the spatial coordinates of the point.

Evaluation of vision reconstruction methods

To quantify the accuracy of each reconstruction method, the calibration pattern was used. Three test points were selected, the furthest in each plane. These points are presented in Table 1, together with their corresponding coordinates, in pixels, for each camera.

TABLE 1. 2D and 3D coordinates of the test points.

Test Point	3D Coordinates (mm)			2D Coordinates (pixels)			
	X	Y	Z	Camera 1		Camera 2	
				x	y	x	y
1	230	230	0	918	805	463	814
2	230	0	230	613	398	312	432
3	0	230	230	1105	383	752	444

The 3D reconstruction of the test points was performed using the three different methods. The results are shown in Table 2. To determine the reconstruction error, the following criteria was used:

where are the 3D coordinates of a test point on the calibration pattern, and are the 3D coordinates estimated by the reconstruction method. Since three test points were used, the resulting error corresponds to the average error. The results are shown in Table 2, where it can be observed that the method based on the linear non-homogeneous solution has the smallest error, whereas the nonlinear method CSM has the largest error. Thus, the linear non-homogeneous method is proposed to be used as the 3D reconstruction method for the human gait trajectories.

Data processing

Having selected the reconstruction method, it is necessary to define the methodology to carry out the image processing and obtain the coordinates of the markers (centroids) placed on the person under analysis. In this study six white circular markers were located at each individual’s leg, Figure 2a. The ankle and end of femur were defined by markers on the lateral malleolus (marker 2 and 4). Markers 1 and 3 were located at the thigh and tibia, respectively. Marker 5 was located at the heel and marker 6 at the metatars before the phalanges.

TABLE 2. Comparative error of the three reconstruction methods.

Test Points	Real 3D coordinates (mm)			Estimated 3D coordinates (mm)								
	X	Y	Z	NON-HOMOGENEOUS			HOMOGENEOUS (SVD)			CSM		
				X	Y	Z	X	Y	Z	X	Y	Z
1	230	230	0	229.223	234.004	-0.026	229.352	234.103	1.088	238.11	238.76	-3.259
2	230	0	230	227.297	-0.884	229.74	224.555	-1.761	230.263	223.206	-9.777	230.354
3	0	230	230	4.641	232.99	227.82	3.322	233.397	231.674	-8.178	225.422	231.477
				Error between calculated and real coordinates								
				0.7771	-4.0044	0.0256	0.648	-4.1031	-1.0882	-8.1097	-8.7597	3.2589
				2.7031	0.8836	0.2601	5.4448	1.7611	-0.263	6.7945	9.7773	-0.3537
				-4.6413	-2.9897	2.1796	-3.3215	-3.3965	-1.6744	8.1775	4.5778	-1.4774
Error:				4.29 mm			5.02 mm			11.25 mm		

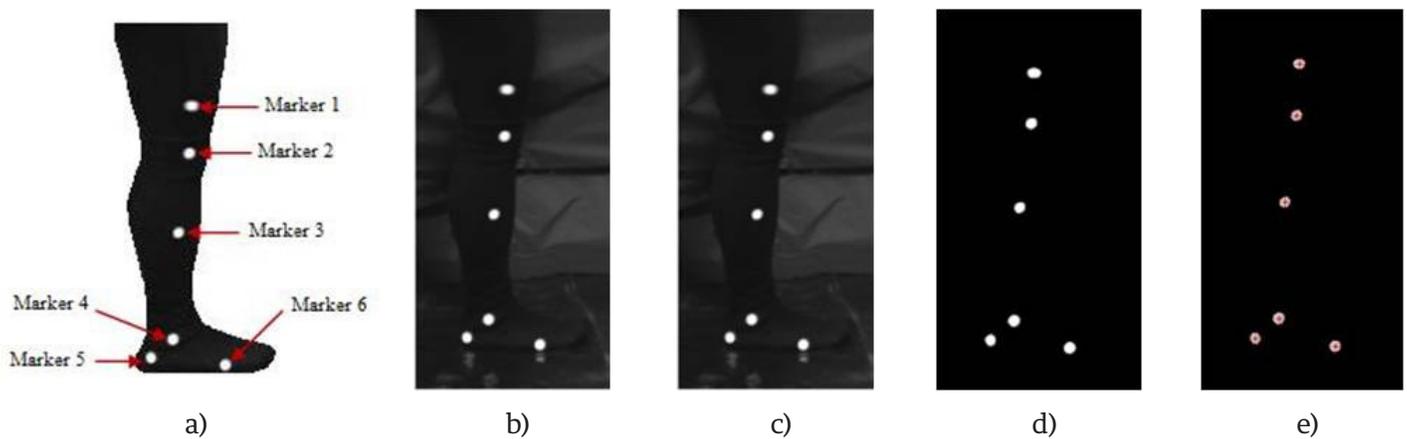


FIGURE 2. Image processing: a) markers location at individual's leg, b) image obtained from the video, c) image converted to a grey scale, d) binarized image, e) location of the centroids.

The following equipment was used to carry out the 3D reconstruction:

- › Two cameras uEye UI-1640-C.
- › Two tripods for cameras.
- › A calibration pattern of three planes.
- › Dark clothing for individuals.
- › Dark curtains.
- › White circular markers.

In order to obtain the videos to reconstruct the human gait trajectories, a stage was set up as shown in Figure 3. The two cameras were placed equidistant with respect to the main axis of the stage, and they were focused to have an adequate view of at least three steps. The calibration process was performed by locating the calibration pattern at the central step of the stage and at an average altitude between the highest and the lowest markers placed on every person (marker 1 and marker 6, respectively).

Once a video has been obtained with the cameras, it is defragmented into images which are then processed. The image size used was 1024 x 1280 x 3 *pixels*, Figure 2b. Each image is converted to a grey scale image, Figure 2c. Then the image is binarized using a threshold value to separate the objects of interest, Figure 2d.

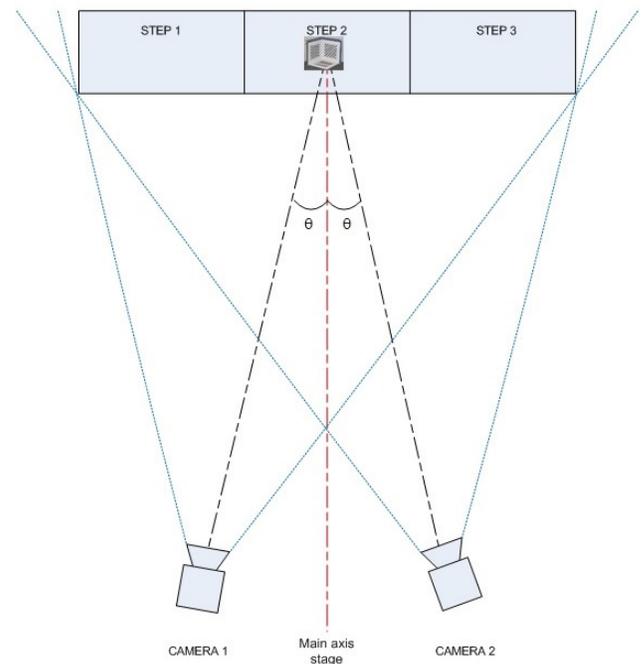


FIGURE 3. Walking stage for gait reconstruction.

Once the image has been binarized, the centroid of each marker is computed according to the algorithm shown in Figure 4. The results are shown in Figure 2e. After obtaining the coordinates of the markers in the 2D camera space, they are transformed to the 3D real world space as shown in Figure 5a. In this way, 3D trajectories describing the human walking movement can be obtained as shown in Figure 5b.

Once the image has been binarized, the centroid of each marker is computed according to the algorithm shown in Figure 4. The results are shown in Figure 2e. After obtaining the coordinates of the markers in the 2D camera space, they are transformed to the 3D real world space as shown in Figure 5a. In this way, 3D trajectories describing the human walking movement can be obtained as shown in Figure 5b.

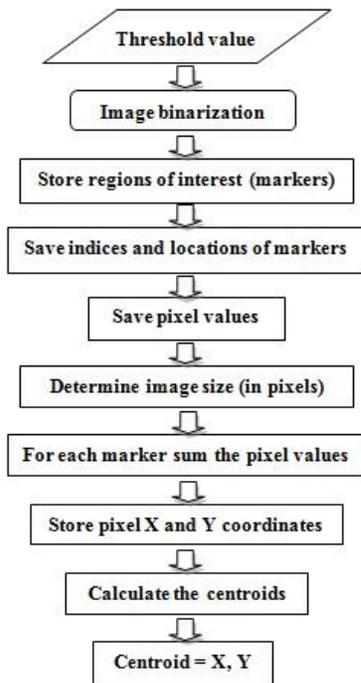


FIGURE 4. Flow chart to calculate the centroids of markers.

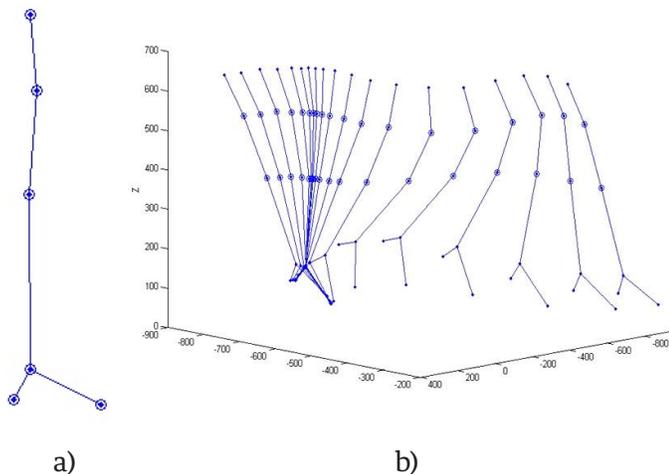


FIGURE 5. Flow chart to calculate the centroids of markers.

Three young adults, two men and a woman, aged 20-30 years old, were considered in this study. They were neurologically and orthopedically intact, and with the corporal characteristic as shown in Table 3. Informed consent was obtained from all the subjects. Since the main objective was to investigate if the human gait varies under different walking conditions, a sample of 3 subjects was considered appropriate at this moment.

TABLE 3. Physical characteristics of participants.

Subject	Gender	Age	Height (m)	Weight (kg)
1	female	25	1.62	66
2	male	26	1.69	92
3	male	30	1.72	65

Experimental procedure

From a preliminary study the most common real life human walking conditions were identified as follows:

- › Ascending a slope walk (AASW)
- › Horizontal walk (HW)
- › Arm-swing walk (ASW)
- › Not arm-swing walk (NASW)
- › Carrying a front load walk (CFLW)
- › Carrying a lateral load walk (CLLW)
- › Not load walk (NLW)
- › Slow free walk (SFW)
- › Fast free walk (FFW)
- › High-heel shoes walk (HHSW)
- › Not high-heel shoes walk (NHHSW)

Thus, the subjects were asked to walk along a straight walkway according to these conditions. Each person performed several attempts for each condition to discard unnatural behaviour. Video was taken for each person and condition.

Gait parameters

Several kinematic gait parameters were defined in order to quantify and analyse walking patterns. It has to be mentioned that although most of these parameters have been used in the literature, they have been measured in 2D while in this paper they are measured in 3D.

Angle between femur and tibia

The angle between the femur and tibia, θ , defines the angular amplitude of the knee flexion movement. This angle can be computed as follows:

$$\Theta = \cos^{-1} \left(\frac{a^2 + c^2 - b^2}{2ac} \right) \quad (6)$$

where **a**, **b** and **c** are the distance vectors between markers 2 and 3, 1 and 3, and 1 and 2, respectively.

Step amplitude

This parameter refers to the step length, i.e. the distance from the instant where the foot touches the ground until it touches the ground again after the swing phase. This parameter is also considered in several research works, e.g. [27]. In order to calculate the step length, marker 4 was used as reference. The step amplitude can be calculated as:

$$L = \sqrt{(x_{end} - x_{start})^2 + (y_{end} - y_{start})^2 + (z_{end} - z_{start})^2} \quad (7)$$

where L is the step amplitude.

Cycle time

The cycle time corresponds to the time required to perform a complete gait cycle, as it is widely used in the literature, e.g. [18], [19]. The cycle time is calculated by the total number of frames in a gait cycle and the time elapsed between frame and frame. In this case the time between frame and frame is 0.02 s. Thus, the cycle time is calculated as:

$$T = (0.02) \times N_F \quad (8)$$

where T is the cycle time and N_F is the number of frames in the complete gait cycle.

Step height

The step height parameter refers to the maximum elevation of the foot relative to the ground during walking. This height is computed as the difference between the maximum and minimum Z coordinates during a complete gait cycle:

$$\Delta Z = Z_{\max} - Z_{\min} \quad (9)$$

To obtain the Z coordinates, marker 4 is defined as the reference.

Deviation between tibia and femur

In the literature it is mentioned that the knee has a second degree of freedom which corresponds to a rotation relative to the longitudinal axis of the leg. However this effect is only qualitatively described without any quantification. In order to quantify this effect, a new parameter is defined based on the maximum deviation between the tibia and femur (Δd). The relevance of this parameter is to evaluate the second degree of freedom of the knee, which may be considered in the design of transfemoral prosthesis.

The deviation between tibia and femur parameter refers to the maximum distance between marker 3 (on the tibia) and marker 2 (on the end of femur), measured from a top view of the 3D trajectory and considering the sagittal plane as reference. To estimate Δd the difference between the distances d_1 and d_2 is considered, see Figure 6:

$$\Delta d = d_1 - d_2 \quad (10)$$

where d_1 corresponds to the maximum distance and d_2 is the average distance between marker 3 and

marker 2, at the zone where these markers remain parallel.

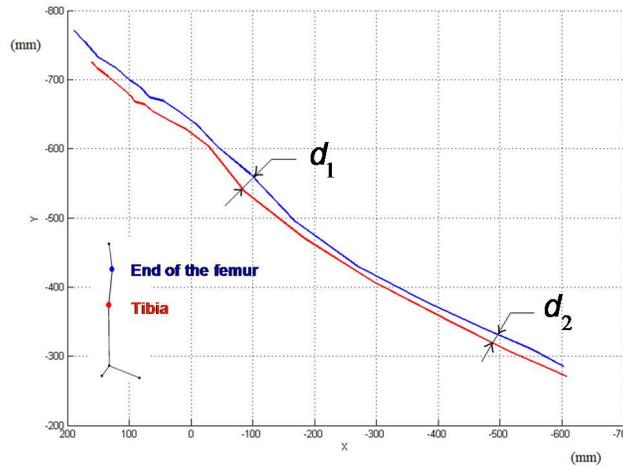


FIGURE 6. Maximum (d_1) and minimum (d_2) deviation between tibia and femur, top view.

RESULTS

The results of the 3D gait pattern analysis under different conditions are presented in Table 4. For each person and walking condition, the human gait parameters were calculated and analysed.

Knee flexion amplitude

From Table 4 it is observed that model 1 (woman) had the largest amplitude of knee flexion, from 118.6° to 172.7° , i.e. an amplitude of 54.1° . The average knee flexion amplitude was 44.8° .

Step amplitude

There is a relationship between the height (Table 3) of

each subject and the step amplitude (Table 4). The tallest subject (1.72 m) showed the largest step amplitude (1085.7 mm). On the other hand, model 1 (the shortest model) had the smallest step amplitude (977.1 mm). The step amplitude of subject 1 under the HHSW condition increased from 977.1 mm to 1037.3 mm , which is greater than her average value.

Cycle time

Regarding the cycle time, an average cycle time of 0.42 s was obtained, which is in agreement with the values reported in the literature [5], [10], [11], [14], [16]. Model 1 (woman) registered the shortest cycle time, 0.40 s .

TABLE 4. Gait parameters results under different walking conditions.

Subject	Walking Condition	Min. and max. angle between femur and tibia (degrees)		Step amplitude (mm)	Cycle time (s)	Step height (mm)	Maximum deviation between tibia and femur according to sagittal plane (mm)
1	Ascending a slope walk (AASW)	126.13	174.42	955.0	0.42	64.7	18.00
	Horizontal walk (HW)	116.64	174.97	1014.5	0.38	54.6	11.11
	Arm-swing walk (ASW)	116.64	174.97	1014.5	0.38	54.6	11.11
	Not arm-swing walk (NASW)	116.99	172.67	957.3	0.42	74.8	12.00
	Carrying a lateral load walk (CLLW)	117.28	173.58	994.2	0.42	74.2	8.30
	Carrying a front load walk (CFLW)	117.34	172.05	990.9	0.40	77.6	8.00
	Not load walk (NLW)	116.64	174.97	1014.5	0.38	54.6	11.11
	Slow free walk (SFW)	116.03	173.07	882.9	0.52	66.1	14.28
	Fast free walk (FFW)	117.20	166.62	872.2	0.32	81.0	12.00
	High-heel shoes walk (HHSW)	127.43	167.29	1037.3	0.38	37.2	14.00
Not high-heel shoes walk (NHHSW)	116.64	174.97	1014.5	0.38	54.6	11.11	
2	Ascending a slope walk (AASW)	120.85	169.45	1047.5	0.46	53.5	18.18
	Horizontal walk (HW)	128.12	163.64	1010.3	0.42	56.4	15.38
	Arm-swing walk (ASW)	128.12	163.64	1010.3	0.42	56.4	15.38
	Not arm-swing walk (NASW)	123.14	163.34	947.0	0.44	52.9	19.23
	Carrying a lateral load walk (CLLW)	128.14	167.98	994.8	0.42	43.9	20.00
	Carrying a front load walk (CFLW)	130.27	170.47	1012.1	0.44	49.9	13.46
	Not load walk (NLW)	128.12	163.64	1010.3	0.42	56.4	15.38
	Slow free walk (SFW)	132.77	167.23	892.8	0.54	50.7	20.00
Fast free walk (FFW)	129.30	163.69	919.6	0.32	44.2	20.00	
3	Ascending a slope walk (AASW)	133.68	169.53	1137.0	0.52	65.4	13.95
	Horizontal walk (HW)	127.07	170.36	1153.7	0.44	66.2	20.00
	Arm-swing walk (ASW)	128.12	163.64	1153.7	0.42	56.5	15.00
	Not arm-swing walk (NASW)	127.07	170.36	1010.1	0.44	66.2	20.00
	Carrying a lateral load walk (CLLW)	128.55	173.61	971.9	0.44	64.2	11.11
	Carrying a front load walk (CFLW)	127.06	168.32	876.6	0.38	49.7	16.00
	Not load walk (NLW)	127.07	170.36	1153.7	0.44	66.2	20.00
	Slow free walk (SFW)	127.07	170.36	1153.7	0.44	66.2	20.00
Fast free walk (FFW)	121.92	169.36	1160.4	0.36	73.8	15.00	

Step height

An average step height of 59.5 mm was obtained. However, in the case of model 1 under HHSW condition, the step height was 37.2 mm, which corresponded to the smallest

value and represents the 62.5% of the general average value. This suggests that it represents a high risk of tripping when walking on irregular terrain when high heels shoes are used.

Deviation between tibia and femur

The general average value of the maximum deviation between tibia and femur was 15.4 mm. Considering an average distance of 167.1 mm between markers 2 and 3 (end of femur and tibia), an angle of 5.3° will produce this average deviation between tibia and femur. This angle corresponds to the rotation angle of marker 3 (on tibia) with respect to the sagittal plane. Due to the small magnitude of this deviation angle, it is commonly assumed that the movement of the tibia and femur are only on the sagittal plane.

Foot movement

It was observed that at the stance phase (first 10 frames), when the foot supports the entire body weight, the foot takes a different morphology than when it has no load (swing phase), see Figure 7. This is deduced by estimating the distances between the ankle and heel (markers 4 and 5), the ankle and metatarsals (markers 4 and 6), and the heel and metatarsals (markers 5 and 6). These distances are estimated from the 3D reconstruction and they are almost the same at the stance phase, but different during the swing phase. This results evidence that the foot changes its pose during the gait cycle.

Femur and tibia movement

The trajectories described by markers 1 and 2 are very similar in terms of shape, as it was expected, see Figure 8. However marker 3 generates an inverse trajectory to trajectories of markers 1 and 2.

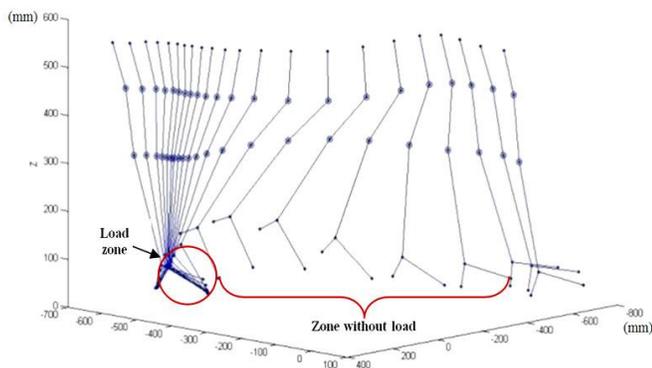


FIGURE 7. Foot movement along a complete gait cycle.

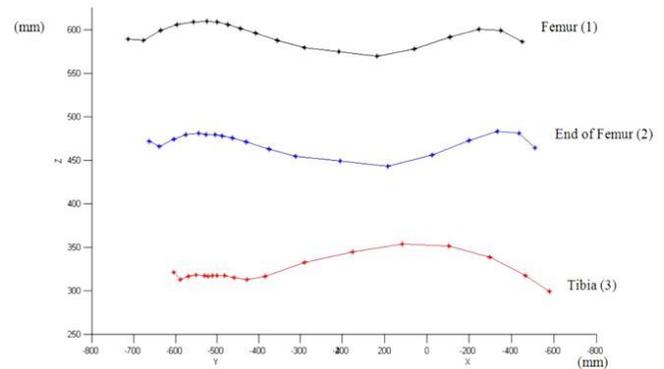


FIGURE 8. Front view of markers 1, 2 and 3.

Knee flexion and leg shortening

In all subjects it was observed that the magnitude of the vector that goes from marker 2 to marker 3 (end of femur and tibia), is not constant and decreases with the leg flexion. The maximum variation of this vector (shortening) was 29.79 mm for subject 1, 27.89 mm for subject 2, and 25.51 mm for subject 3; showing an average shortening value of 27.73 mm. This value represents the average distance that the leg naturally shortens due to the knee joint and that prevents tripping during walking. The leg shortening effect is very important when analysing the knee joint and when designing knee prosthesis.

DISCUSSION

Walking on a slope

A ramp with a 6° slope was used to carry out the AASW tests. This slope represents the average value according to the information found in terms of regulations in Mexico and other countries [43]. The results have shown that in the AASW condition the cycle time and the deviation between tibia and femur parameters were greater than in the HW condition. On the other hand, the step amplitude, knee flexion amplitude, and step height parameters were smaller in the AASW conditions than in the HW condition. Figures 9 and 10 show the walking trajectories corresponding to the HW and AASW conditions, respectively.

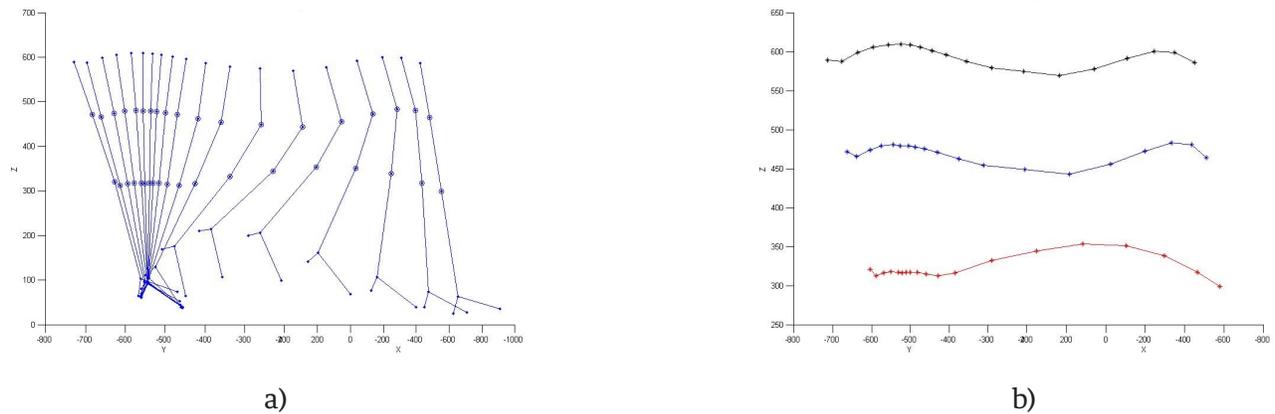


FIGURE 9. HW condition: a) frontal view six markers, b) frontal view three markers.

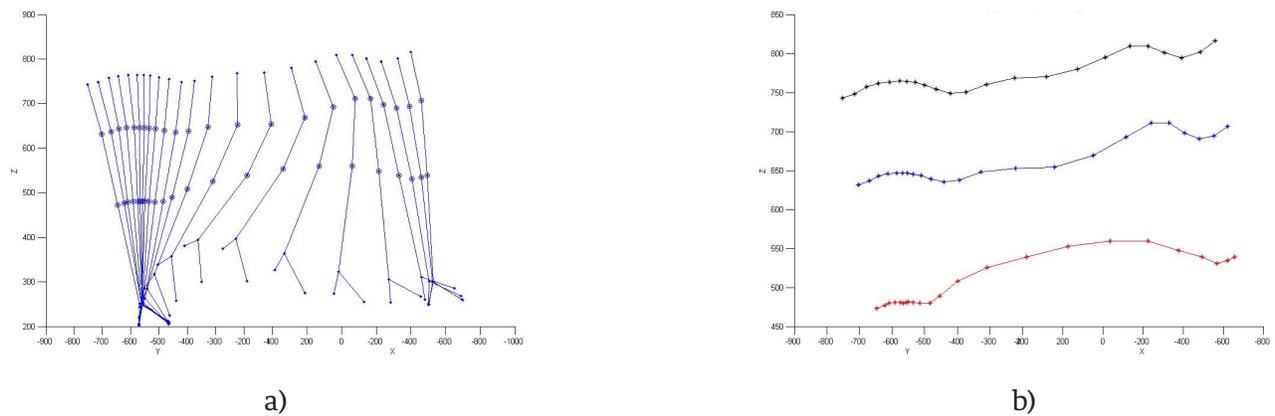


FIGURE 10. AASW condition: a) frontal view six markers, b) frontal view three markers.

Walk with and without arm swing

Figure 11 shows the trajectories described by markers 1, 2 and 3 for ASW and NASW conditions. From this figure it can be observed that NASW produced a slightly variation of the gait pattern, in particular markers 2 and 3 showed greater elevation than ASW trajectories. Figure 12 shows the knee flexion amplitude and the step height variation along a complete walk cycle for the ASW and NASW conditions. From this figure it is observed that the NASW condition requires a longer

cycle time and produces smaller step amplitudes but with greater elevation than the ASW condition. The values of the maximum deviation between tibia and femur, the knee flexion amplitude and the step height parameters, were greater in the NASW condition than in the ASW condition. This suggests that NASW presents some instability that causes a slightly distortion of the natural gait pattern. Also NASW is slower than ASW and produces smaller step amplitudes.

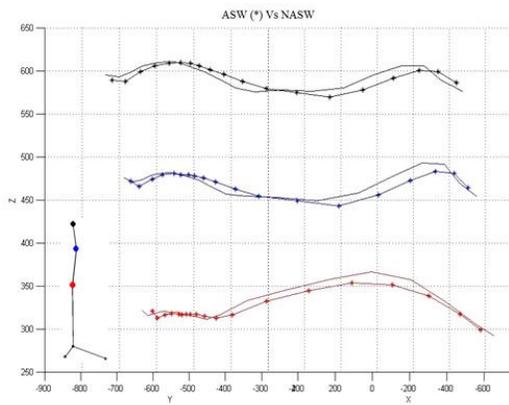


FIGURE 11. ASW and NASW walking trajectories.

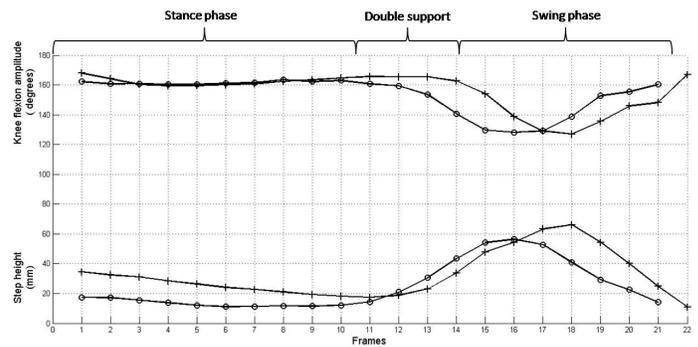


FIGURE 12. Knee flexion amplitude and step height for ASW (o) and NASW (+).

Walking with or without a load

In this test the subjects were asked to walk with a pair of dumbbells, one in each hand. Each load was 5 kg for male and 4 kg for female. The results showed that the CLLW conditions led to the greatest cycle time, i.e. the slowest gait cycle. The values of the maximum deviation between tibia and femur and the step amplitude parameters were reduced when walking

with a load, being the smallest values for the CFLW condition. In the case of the knee flexion amplitude and step height parameters, the values increased in the CFLW condition, Figure 13. Thus, it can be said that the human gait pattern is affected when carrying a load, leading to slower and shorter steps but with higher elevation than in the normal free walk.

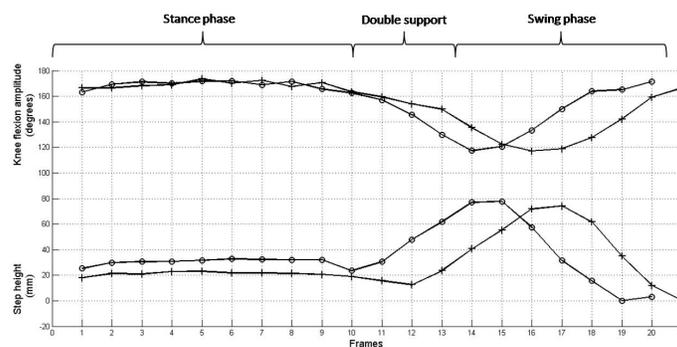


FIGURE 13. Knee flexion amplitude and the step height for CFLW (o) and CLLW (+) conditions.

Figure 14 shows the 3D walking trajectories of the HW, CLLW and CFLW conditions. From this figure it is observed that the HW and CLLW conditions describe a similar gait pattern, but in the CFLW condition the

markers on the thigh and tibia tend to move to the right. This indicates that the human body adopts a different posture to maintain the balance when carrying a frontal load.

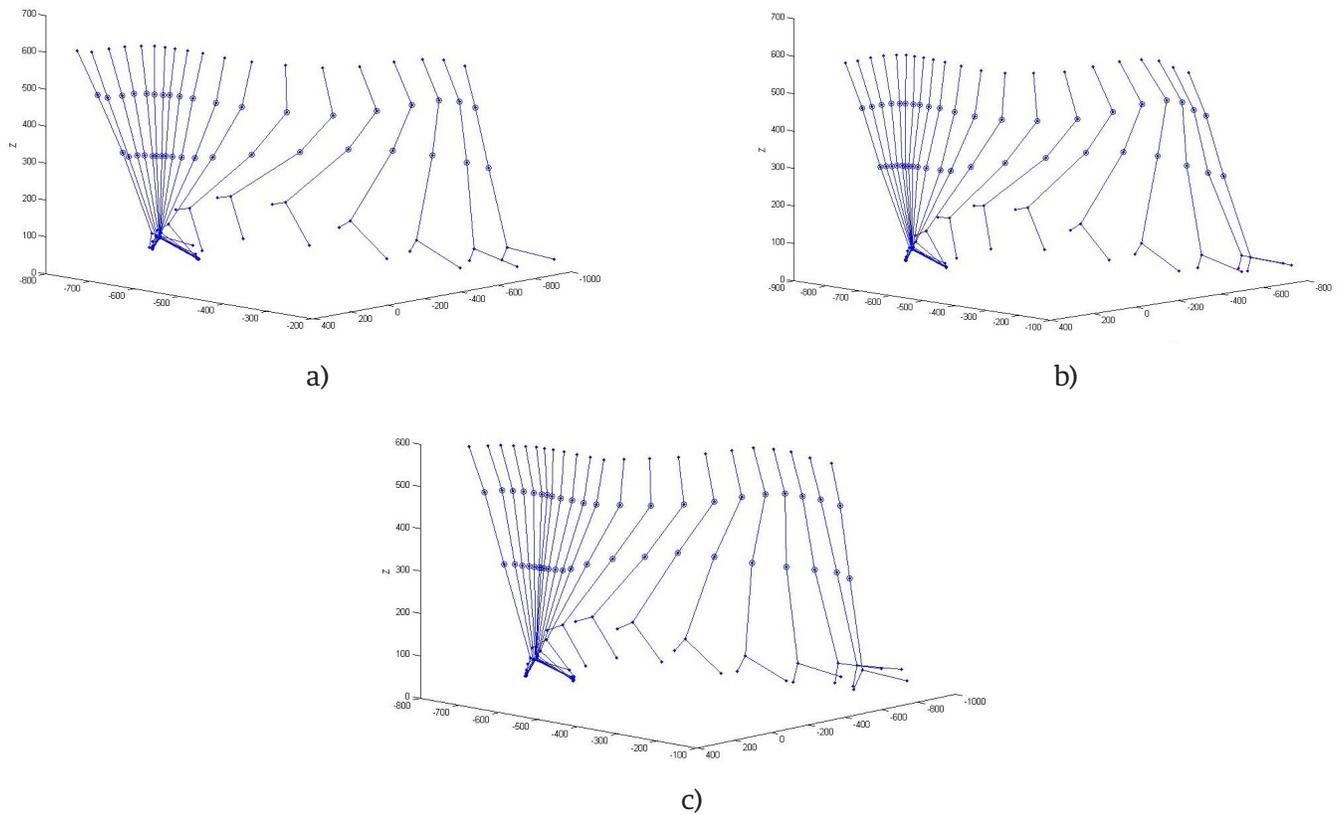


FIGURE 14. Walking trajectories: a) HW, b) CLLW, c) CFLW conditions.

Slow and fast free walking

According to literature the normal walking cycle consists of three phases: the stance phase (50% of the cycle time), the swing phase (30% of the cycle time) and the double support phase of (20% of the cycle time). The results of the SFW condition are in agreement with these three phases and fractions. However, when a FFW condition occurs, the swing phase increases and the stance phase decreases, and as a consequence, the swing time increases and the support time decreases in comparison with the SFW. Figure 15 shows the 3D

walking trajectories for the SFW and FFW conditions, where it can be observed that the amount of frames captured at the stance phase of the SFW conditions are greater than for the FFW condition. The values of the cycle time, deviation between tibia and femur, and knee flexion amplitude parameters were smaller in the FFW condition than in the SFW. The values of the step amplitude and the step height parameters were greater in the FFW condition than in the SFW condition, as shown in Figure 16.

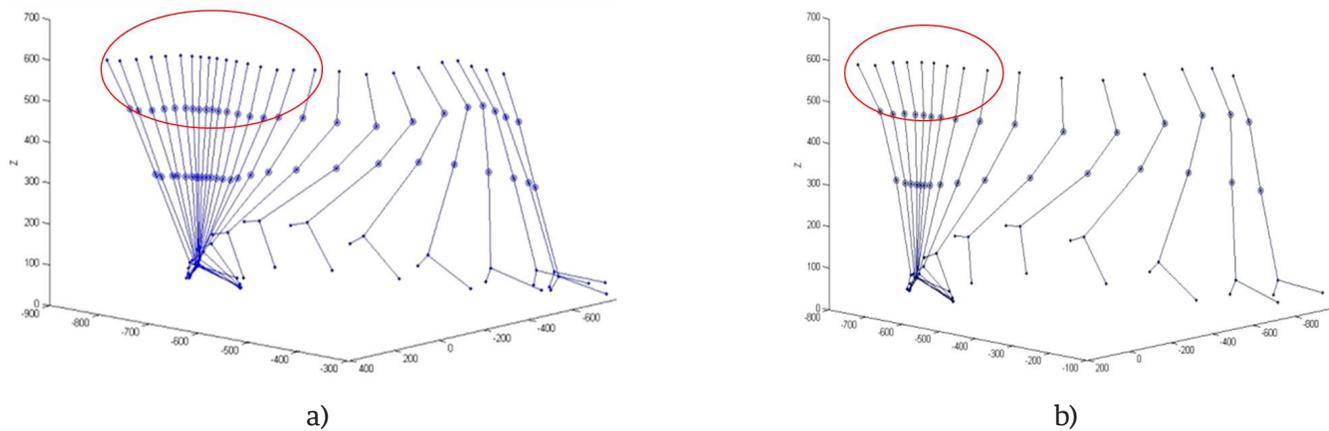


FIGURE 15. 3D walking trajectories: a) SFW, b) FFW conditions.

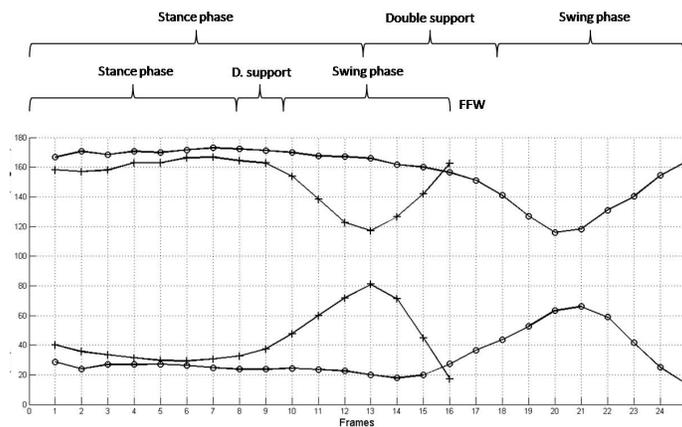


FIGURE 16. Knee flexion amplitude and step height during SFW (o) and FFW (+) conditions.

Walking with high-heel shoes

The results of the HHSW condition (60 mm heel height) for subject 1 (woman) showed that cycle time for both HHSW and NHHSW (normal shoes walk) conditions are the same. However, the values of the maximum deviation between tibia and femur and the step amplitude parameters were greater in the HHSW condition than in the NHHSW condition. On the other hand, the knee flexion amplitude and the step height parameters

decreased considerably in the HHSW condition. Figure 17 shows the walking 3D trajectories for the HSW and NHHSW conditions. From this figure it can be observed that the use of high heel shoes produces alterations in the sagittal alignment of the lower limbs and trunk. The markers on femur, end of femur and tibia, are very close to each other in the stance phase; i.e., the weight reception on the foot is not as gradual as with normal shoes.

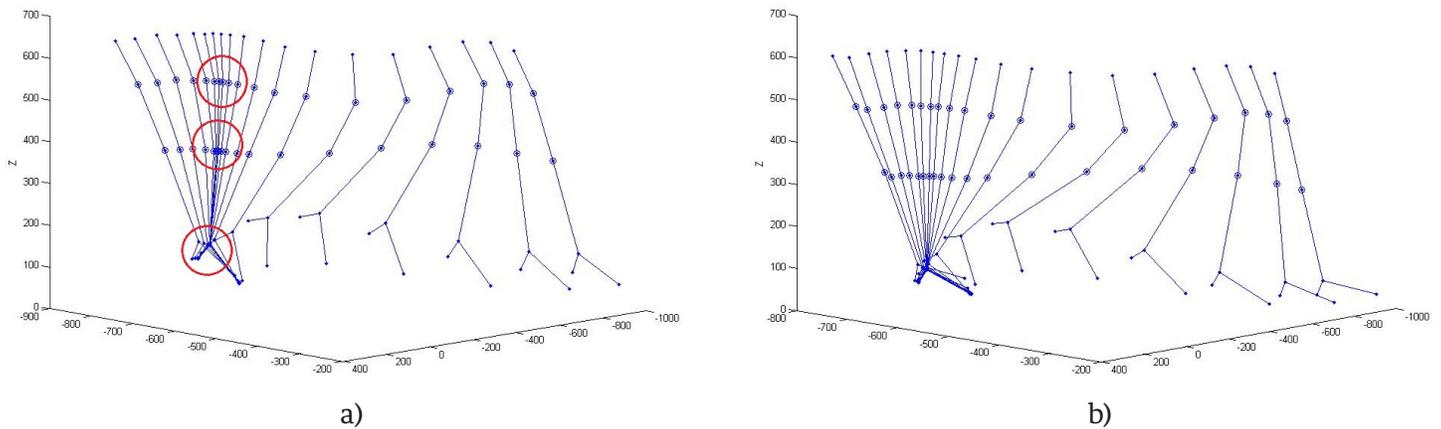


FIGURE 17. 3D walking trajectories: a) HHSW and b) NHHSW conditions.

From these results it is observed that the weight of a person is distributed on the foot, on both the anterior tarsal and posterior tarsal, approximately 50 %-50 %, but when high heels shoes are used the weight ratio increases on the anterior tarsal, altering the normal walk pattern and mechanics. A woman who wears high-heels shoes cannot step correctly, most of the weight falls on

the forefoot and the effort comes to the knee in flexion. This is in agreement with the literature [44], [45], and is the cause of knee and back problems, dangerous falls, lower calf muscles, inflamed Achilles tendon, hammertoes, neuromas (benign tumors composed mainly of fibers and nerve cells), metatarsalgia (severe pain in the metatarsus of the foot), among others.

Human gait variation

Table 5 summarizes the effect of the different walking conditions on the human gait pattern for the three subjects under study. In this table the gait parameters corresponding to the each particular walking condition are compared with the gait parameters of normal walk, e.g. the AASW condition is compared with the HW condition. In this table the variation of the gait parameters are indicated as an increment (+), decrement (-) or equal (0) with respect to the reference normal walk. The gait variation is then described based on the variation of the gait parameters of the three participants when walking under a special condition in comparison with the gait parameters when walking under normal condition.

The results of the human gait analysis of the three subjects reveal that the human gait pattern varies with

the walking conditions. In general, it can be said that the no arm-swing and the carrying a load walking conditions caused a slower walk with shorter steps and greater knee flexion and step height than the normal walk. On the other hand, the ascending a slope walking condition also caused a slower walk with shorter steps but with smaller knee flexion and step height. In the case of the fast free walking condition, the human gait was modified to produce larger steps with higher elevation but with a smaller knee flexion and deviation from the sagittal plane than normal walk. Walking with high-heel shoes produced larger steps with smaller knee flexion and step height than walking with regular shoes. It has to be mentioned that these results and observations correspond to the three subjects, and in the case of the high-heel shoes walking condition, the results correspond only to the female subject.

TABLE 5. General human gait variations for the three human subjects under study.

Walking conditions	Human gait parameters					Human gait variation
	Angle between femur and tibia (knee flexion)	Step amplitude	Cycle time	Step height	Deviation between tibia and femur	
AASW vs HW	–	–	+	–	+	Slower walk with shorter steps and smaller knee flexion and step height, but with greater deviation from the sagittal plane.
NASW vs ASW	+	–	+	+	+	Slower walk with shorter steps and greater knee flexion, step height, and deviation from the sagittal plane.
CLLW vs NLW	+	–	++	+	-	Much slower walk with shorter steps and greater knee flexion and step height, but with smaller deviation from the sagittal plane.
CFLW vs NLW	++	---	+	++	---	Slower walk with very short steps and much greater knee flexion and step height, but with much smaller deviation from the sagittal plane.
FFW vs SFW	–	+	–	+	–	Faster walk with larger steps and greater step elevation, but with smaller knee flexion and deviation from the sagittal plane.
HHSW vs NHHSW	---	+	0	---	+	Normal walk speed with larger steps and deviation from sagittal plane, but with much smaller knee flexion and step height.

From the analysis of the 3D walking trajectories of the three participants under the different walking conditions, it has been observed that the variations of the human gait pattern are the result of a natural human reaction to compensate the variations of the human pose due to the special walking condition, e.g. carrying a front load, and to enhance the stability and equilibrium during such walking condition. Therefore these variations should be considered for medical diagnosis and orthopedics, pathological and aging evaluation, medical rehabilitation, and design of rehabilitation systems, human prostheses and humanoid robots.

Finally, it has to be mentioned that in order to provide more precise and standard quantitative results regarding the gait pattern variations under different walking conditions, the number of subjects must be increased considering different age, height, sex, weight, and health conditions of the participants.

CONCLUSIONS

An investigation to analyse the kinematic variations of the human gait pattern under several real-life walking conditions has been presented. For this

purpose a computer vision system to reconstruct the 3D walking trajectories has been developed and presented. A set of gait parameters has also been defined in order to analyse and evaluate the human gait pattern variations. The experimental results of three subjects have revealed that human gait patterns vary with the walking conditions. It has also been observed that these variations of the human gait are the result of a natural human reaction to compensate the variations of the human pose and to enhance the stability and equilibrium during a particular walking condition. Therefore the variations of the human gait should be considered during the analysis, evaluation and diagnosis of gait performance, or during the design process of prostheses or rehabilitation systems.

Future work comprises an extensive statistically analysis of human gait variations comprising a large number of participants and with more walking conditions. Also future work considers the use of walking patterns and computer vision as a diagnosis tool in orthopedics for the analysis and evaluation of walking performance, and for the design of rehabilitation systems and prosthesis.

REFERENCES

- [1] Collado-Vázquez S., Carrillo J.M. “Balzac and human gait analysis”. *Neurología*, vol. 30, no. 4, pp. 240-246, 2015. DOI: [10.1016/j.nrl.2012.03.016](https://doi.org/10.1016/j.nrl.2012.03.016).
- [2] Polanco AM, Rodriguez CF. “Modelo Dinámico de Movimientos Humanos”. *Memorias Técnicas del 8º Congreso Iberoamericano de Ingeniería Mecánica*. Cusco, Perú. 2007. ISBN 978-9972-2885-3-1.
- [3] Ottaviano E, Ceccarelli M, Palmucci F. “An application of CaTraSys, a cable-based parallel measuring system for an experimental characterization of human walking”, *Robotica*, vol. 28, pp. 119-133, 2010. DOI: [10.1017/S0263574709005645](https://doi.org/10.1017/S0263574709005645).
- [4] D. Attinger Benz, A. Stacoff, E. Bahner, A. Durrer, E. Stttsi. “Walking pattern with missing-heel shoes”, 11th Conference of the ESB, Toulouse, France, 1998. DOI: [10.1016/S0021-9290\(98\)80266-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)80266-2).
- [5] Gorton GE, Stevens CM, Masso PD, Vannah WM. “Repeatability of the Walking Patterns of Normal Children”, *Gait and Posture*, vol. 5, no. 2, pp. 155-155, 1997. DOI: [10.1016/S0966-6362\(97\)83379-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(97)83379-6).
- [6] Knudson D. *Fundamentals of biomechanics*. second edition USA, Springer, 2007. DOI: [10.1007/978-0-387-49312-1](https://doi.org/10.1007/978-0-387-49312-1).
- [7] Kavanagh JJ, Menz HB. “Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking”. *Gait & Posture*, vol. 28, no. 1, pp. 1-15, 2008. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2007.10.010](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010).
- [8] Gavril DM. “The Visual Analysis of Human Movement: A Survey”, *Computer Vision and Image Understanding*, vol. 73, no. 1, pp. 82-98, 1999. DOI: [10.1006/cviu.1998.0716](https://doi.org/10.1006/cviu.1998.0716).
- [9] McGinley JL, Baker R, Wolfe R, Morris ME. “The reliability of three-dimensional kinematic measurements: a systematic review”, *Gait and Posture*, vol. 29, pp. 360-369, 2009. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2008.09.003](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.09.003).
- [10] Nagasaki H. “Walking patterns in human free walk”, *Gait & Posture*, vol. 3, no. 4, pp. 268, 1995. DOI: [10.1016/0966-6362\(96\)82864-5](https://doi.org/10.1016/0966-6362(96)82864-5).
- [11] Sekiya N, Nagasaki H. “Reproducibility of the walking patterns of normal young adults: test-retest reliability of the walk ratio (step-length / step-rate)”, *Gait and Posture*, vol. 7, pp. 225-227, 1998. DOI: [10.1016/S0966-6362\(98\)00009-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(98)00009-5).
- [12] Yoneyama Mitsuru. “A study of gait acceleration and synchronisation in healthy adult subjects”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 17, no. 14, pp. 1542-1552, 2013. DOI: [10.1080/10255842.2012.753069](https://doi.org/10.1080/10255842.2012.753069).
- [13] Veilleux Louis-Nicolas, Ballaz Laurent, Robert Maxime, Lemay Martin & Rauch Frank. “Analysing gait using a force-measuring walkway: intrasession repeatability in healthy children and adolescents”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 17, no. 13, pp. 1447-1451, 2013. DOI: [10.1080/10255842.2012.751984](https://doi.org/10.1080/10255842.2012.751984).
- [14] Li L, Elizabeth CH, van den Bogert, Graham E, Caldwell, Richard EA, van Emmerik, Hamill J. “Coordination patterns of walking and running at similar speed and stride frequency”, *Human Movement Science*, vol. 18, pp. 67-85, 1999. DOI: [10.1016/S0167-9457\(98\)00034-7](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(98)00034-7).
- [15] Moretto P, Bisiaux M, Lafortune MA. “Froude number fractions to increase walking pattern dynamic similarities: Application to plantar pressure study in healthy subjects”, *Gait & Posture*, vol. 25, pp. 40-48, 2007. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2005.12.010](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.12.010).
- [16] Van Der Krogt M, Doorenbosch C, Becher J, Harlaar J. “Gait patterns vary with walking speed”, *Abstracts of the 17th Annual Meeting of ESMAC, Poster Presentations / Gait & Posture*, vol. 28, no. 2, pp. S98-S99, 2008. DOI: [10.1016/S0966-6362\(08\)70149-8](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(08)70149-8).
- [17] Gilchrist L, Craib M, Morgan D. “Variability in the Treadmill Walking Patterns of Children”, *Gait and Posture*, vol. 5, no. 2, pp. 145-146, 1997. DOI: [http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362\(97\)83361-9/pdf](http://www.gaitposture.com/article/S0966-6362(97)83361-9/pdf)
- [18] Smith JD, Martin PE. “Walking patterns change rapidly following asymmetrical lower extremity loading”, *Human Movement Science*, vol. 26, pp. 412-425, 2007. DOI: [10.1016/j.humov.2006.12.001](https://doi.org/10.1016/j.humov.2006.12.001).
- [19] Helbostad JL, Vereijken B, Hesseberg K, Sletvold O. “Altered vision destabilizes gait in older persons”, *Gait & Posture*, vol. 30, pp. 233-238, 2009. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2009.05.004](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.05.004).
- [20] Punt Michiel, Bruijn Sjoerd M., Wittink Harriet, van Dieën Jaap H. “Effect of arm swing strategy on local dynamic stability of human gait”. *Gait & Posture*, vol. 41, no. 2, pp. 504-509, 2015. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2014.12.002](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.12.002).
- [21] Abdolvahab Mohammad, Carello Claudia. “Functional distance in human gait transition”, *Acta Psychologica*, vol. 161, pp. 170-176, 2015. DOI: [10.1016/j.actpsy.2015.09.004](https://doi.org/10.1016/j.actpsy.2015.09.004).
- [22] Jeff A. Nessler, Tavish Spargo, Andrew Craig-Jones, John G. Milton, “Phase resetting behavior in human gait is influenced by treadmill walking speed”, *Gait & Posture*, Vol. 43, pp- 187-191, 2016. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2015.09.021](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2015.09.021).
- [23] Karmakar Chandan, Khandoker Ahsan, Begg Rezaul & Palaniswami Marimuthu. “Understanding ageing effects using complexity analysis of foot-ground clearance during walking”, *Computer Methods in Biomechanics and Biomedical Engineering*, vol. 16, no. 5, pp. 554-564, 2013. DOI: [10.1080/10255842.2011.628943](https://doi.org/10.1080/10255842.2011.628943).
- [24] Siebel A, Bergho R, Doederlein JL. “Modification of the walking patterns in patients with operated anterior cruciate ligament rupture measured with and without a knee brace”, *Gait and Posture*, vol. 3, no. 2, pp. 99, 1995. DOI: [10.1016/0966-6362\(95\)93491-T](https://doi.org/10.1016/0966-6362(95)93491-T).
- [25] Vanicek N, Strike S, McNaughton L, Polman R. “Gait patterns in transtibial amputees fallers vs. Non-fallers: Biomechanical differences during level walking”, *Gait & Posture*, vol. 29, no. 3, pp. 415-420, 2009. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2008.10.062](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.10.062).
- [26] Voigt M, Cortsen M, Simonsen O, Christensen KS. “Changes in the walking pattern caused by exaggerated flexor tendon lengthening in clubfoot operated children”, *Journal of Biomechanics*, vol. 40, pp. S303, 2007. [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(07\)70299-3/pdf](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(07)70299-3/pdf).
- [27] Haid C, Fischler S, Koller A. “Changes in movement patterns while walking due to sport activities at younger age”, *Journal of Biomechanics*, vol. 39 (Suppl 1), Oral Presentations, 4603 Fr, 11:45-12:00 (P51), 2006. [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(06\)83374-9/pdf](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(06)83374-9/pdf).

- [28] Kim CM, Eng JJ. "Magnitude and pattern of 3D kinematic and kinetic gait profiles in persons with stroke: relationship to walking speed", *Gait and Posture*, vol. 20, pp. 140-146, 2004. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2003.07.002](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.07.002).
- [29] Ford MP, Wagenaar RC, Newell KM. "The effects of auditory rhythms and instruction on walking patterns in individuals post stroke", *Gait & Posture*, vol. 26, no. 1, pp. 150-155, 2007. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2006.08.007](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.08.007).
- [30] Turcot K, Aissaoui R, Boivin K, Pelletier M, Hagemester N, De Guise JA. "Three-dimensional pattern of knee linear accelerations during treadmill walking on an asymptomatic and osteoarthritis populations", *Published posters/ Gait & Posture*; vol. 24, supplement 2, S144-S146, 2006. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2006.11.100](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.11.100).
- [31] Manivelavan D, Wang W, Gibbs S, Abboud R. "Pattern analysis of kinematic and kinetic characteristics of the lower limb during walking for patients with cerebral palsy", *Journal of Biomechanics*, vol. 39, no. 1, S112, 2006. [http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290\(06\)83345-2/pdf](http://www.jbiomech.com/article/S0021-9290(06)83345-2/pdf)
- [32] Voigt M, Sinkjaer T. "Kinematic and kinetic analysis of the walking pattern in hemiplegic patients with foot-drop using a peroneal nerve stimulator", *Clinical Biomechanics*, vol. 15, no. 5, pp. 340-351, 2000. DOI: [10.1016/S0268-0033\(99\)00082-0](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(99)00082-0).
- [33] Stief F, Metzler V, Böhm H, Döderlein L. "Reproducibility of walking patterns in patients with arthrogyposis multiplex congenital", *Abstracts / Gait & Posture*, vol. 30, supplement 2: S110-S111, 2009. DOI: [10.1016/j.gaitpost.2009.08.165](https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2009.08.165).
- [34] Chia-Lin Chang, Masayoshi Kubo, Beverly D. Ulrich. "Emergence of neuromuscular patterns during walking in toddlers with typical development and with Down syndrome", *Human Movement Science*, vol. 28, no. 2, pp. 283-296, 2009. DOI: [10.1016/j.humov.2008.12.002](https://doi.org/10.1016/j.humov.2008.12.002).
- [35] Hartley Richard, Zisserman Andrew. "Multiple View Geometry in computer vision", Cambridge University press, second edition, 2003. ISBN: 0521540518.
- [36] Aracena Pizarro Diego, Campos Pedro, Tozzi Clésio Luis. "Comparación de técnicas de calibración de cámaras digitales", *Rev. Fac. Ing., Univ. Tarapacá*, vol. 13, no. 1, 2005. DOI: [10.4067/S0718-13372005000100007](https://doi.org/10.4067/S0718-13372005000100007).
- [37] Isern González, J. "Estudio experimental de métodos de calibración y autocalibración de cámaras", PhD Thesis, Universidad de las Palmas de Gran Canaria, Spain, 2003. ISBN: 978-84-691-6963-6. <http://hdl.handle.net/10553/1857>.
- [38] Moons Theo. "A Guided Tour Through Multiview Relations", In: Reinhard Koch, Luc Van Gool (Ed) *3D Structure from Multiple Images of Large-Scale Environments*, Lecture Notes in Computer Science, Springer, vol. 1506, pp. 304-346, 1998. DOI: 10.1007/3-540-49437-5.
- [39] Salvi, J., Armangué, X. and Batlle, J. "A comparative review of camera calibrating methods with accuracy evaluation", *Pattern Recognition*, vol. 35, no. 7, pp. 1617-1635, 2002. DOI: [10.1016/S0031-3203\(01\)00126-1](https://doi.org/10.1016/S0031-3203(01)00126-1).
- [40] González-Galván E.J., Loredó-Flores A., Cervantes-Sánchez J.J., Aguilera-Cortés L.A., Skaar, S.B. "An Optimal Path-generation Algorithm for Surface Manufacturing of Arbitrarily Curved Surfaces using Uncalibrated Vision", *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, vol. 24, no. 1, pp. 77-91, 2008. DOI: [10.1016/j.rcim.2006.06.006](https://doi.org/10.1016/j.rcim.2006.06.006).
- [41] Gonzalez-Galvan E.J., Skaar S.B., Korde U.A., Chen W.Z. "Application of a Precision Enhancing Measure in 3-D Rigid-Body Positioning Using Camera-Space Manipulation", *The International Journal of Robotics Research*, vol. 16, no. 2, pp. 240-257, 1997. DOI: [10.1177/027836499701600208](https://doi.org/10.1177/027836499701600208).
- [42] González-Galván E.J., Cruz-Ramírez S.R., Seelinger M.J., Cervantes-Sánchez J.J. "An Efficient Multi-camera, Multi-target Scheme for the Three-Dimensional Control of Robots Using Uncalibrated Vision", *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing*, vol. 19, no. 5, pp. 387-400, 2003. DOI: [10.1016/S0736-5845\(03\)00048-6](https://doi.org/10.1016/S0736-5845(03)00048-6).
- [43] Website for people with disabilities, 2014. www.discapacinet.gob.mx.
- [44] De Oliveira Pezzan P.A., Joao S.M.A., Ribeiro A.P., Manfio E.F. "Postural assessment of lumbar and pelvic alignment angles in adolescent users and nonusers of high-heeled shoes", *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, vol. 34, no. 9, pp. 614-621, 2011. DOI: [10.1016/j.jmpt.2011.09.006](https://doi.org/10.1016/j.jmpt.2011.09.006).
- [45] Kim M.H., Yi C.H., Yoo W.G., Choi B.R. "EMG and kinematics analysis of the trunk and lower extremity during the sit-to-stand task while wearing shoes with different heel heights in healthy young women", *Human Movement Science*, vol. 30, pp. 596-605, 2011. DOI: [10.1016/j.humov.2010.09.003](https://doi.org/10.1016/j.humov.2010.09.003).

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.2.3](https://doi.org/10.17488/RMIB.38.2.3)

Adaptive Control in Passive rehabilitation routines using ELLTIO

Control Adaptable en rutinas de rehabilitación pasiva utilizando ELLTIO

R. López-Gutiérrez¹, H. Aguilar-Sierra¹, S. Salazar¹, R. Lozano²

¹UMI LAFMIA CINVESTAV, México.

²UTC, France.

ABSTRACT

The Exoskeleton for Lower Limb Training with Instrumented Orthosis (ELLTIO) is a mechatronic device that can be used to assist in passive kinesitherapy to increase human muscles strength and resistance ^[1]. This paper presents an alternative for passive rehabilitation process using an exoskeleton for knee and ankle. The main idea is assist a professional physiotherapist in the design and performance of exercises routines for his patients using the prototype. The knee and ankle joint's movements are recorded and storage during the exercises to propose a similar computer generated trajectories which the exoskeleton on should follow. An adaptive controller is implemented to track the trajectories and adapt the user parameters.

KEYWORDS: Exoskeleton, Parametric Identification, Rehabilitation Robotics, Adaptive Control.

RESUMEN

El exoesqueleto para el entrenamiento de miembros inferiores con órtesis instrumentada (ELLTIO) por sus siglas en inglés "Exoskeleton for Lower Limb Training with Instrumented Orthosis" es un dispositivo mecatrónico que se puede utilizar para ayudar en la fisioterapia pasiva para aumentar la fuerza y resistencia de los músculos humanos. En este trabajo se presenta una alternativa para el proceso de rehabilitación pasiva utilizando un exoesqueleto de rodilla y tobillo. La idea principal es ayudar a un fisioterapeuta profesional en el diseño y ejecución de rutinas de ejercicios para sus pacientes utilizando el prototipo. Los movimientos de la articulación de la rodilla y el tobillo se registran y se almacenan durante los ejercicios para proponer trayectorias similares generadas por computadora que el exoesqueleto debe seguir. Se implementa un controlador adaptativo para rastrear las trayectorias y adaptar los parámetros del usuario.

PALABRAS CLAVE: Exoesqueletos, Identificación de parámetros, Robótica de Rehabilitación, Control Adaptable.

Correspondencia

DESTINATARIO: Ricardo López
INSTITUCIÓN: Laboratorio UMI LAFMIA
DIRECCIÓN: Av. Instituto Politécnico Nacional #2508,
Col. San Pedro Zacatenco, Delegación GAM, C.P.
07360, Ciudad de México, CDMX, México
CORREO ELECTRÓNICO: jrlopez@conacyt.mx

Fecha de recepción:

10 de julio de 2016

Fecha de aceptación:

24 de marzo de 2017

INTRODUCTION

The immobilization of joints by a splint for a fracture's restoration or the lack of movement in the joints caused by a disease such as hemiplegia, will result in complications such as joint stiffness, muscle atrophy, pain and edema. Rehabilitation is accomplished through therapeutic exercises. According to the APTA (American Physical Therapy Association) therapeutic exercise is the systematic implementation of planned physical movements, postures, or activities designed to: 1) remedy or prevent impairments, 2) enhance function and 3) enhance fitness and well-being. A rehabilitation program may include a range of different types of exercises to prevent aerobic capacity deterioration, or to improve muscle strength, power and endurance, flexibility or range of motion, coordination, balance and agility. The physiotherapist is the specialist in charge of dealing with all the consequences of injuries and achieve the best recovery in the shortest possible time [2].

Exoskeletons are mechanical structures of support, equipped with a variety of electronic sensors and actuators. They are mechatronic devices with two main objectives: The first objective is the enhancement of the strength and resistance of the human body, beyond his natural capacities. The second objective is to provide a useful tool in the task of rehabilitation. The assistance of the physiotherapist for helping a patient exercise can vary depending on the desired task. Indeed we have different cases: a) the patient can be completely attended by the physiotherapist, b) the patient may be partially helped by the physiotherapist or c) the patient can exercise alone. There are different types of rehabilitation exercises. For instance, strengthening exercises are used to increase the amount of force of a muscle. There exist also isokinetic exercises which vary the resistance while maintaining a constant rate of motion [3].

Stationary systems are those robotic mechanisms designed to exercise the human ankle and knee motions without walking. The patient is positioned always in the same place, and only the target limb is exercised. The Rutgers Ankle was the first of this kind.

A more recent system, the Active Knee Rehabilitation Orthotic Devices (AKROD), provides variable damping at the knee joint, controlled in ways that can facilitate motor recovery in poststroke and other neurological disease patients and to accelerate recovery in knee injury patients. This configuration is similar to LLtio however it is only for knee [4].

The Northeastern University Virtual Ankle and Balance Trainer (NUVABAT) rehabilitation system is a low cost, compact, mechatronic rehabilitation device for training the ankle Range Of Motion (ROM) exercise in sitting and standing positions and also weight lifting and balance training in standing position [5]. The Department of Mechanical Engineering at the King's College has proposed an ankle rehabilitation robot based on a parallel mechanism with a central structure [6], a disadvantage of this type of designs is that being fixed to eart does not allow an autonomy. The University of Auckland has also developed a parallel robot to perform ankle rehabilitation exercises [7]. In this last system, the human ankle is secured to the end effector in such a way that it produces kinematic constraint of the robot. The IIT (Istituto Italiano di Tecnologia) has developed a high performance ankle rehabilitation robot [8], device allows plantar, dorsiflexion, inversion and eversion using an improved performance parallel mechanism that makes use of actuation redundancy to eliminate singularity and greatly enhance the workspace dexterity. A disadvantage of this 3 types of designs is that being fixed to eart does not allow an autonomy.

This paper describes the design, control and performance of the ELLTIO prototype for knee and ankle rehabilitation, using SEA actuator to perform a tracking trajectory on each joint, from two desired paths proposed using the real recorded data during a rehabilitation exercise, as reference. We use the ELLTIO as an "Active Foot Orthosis" (see Figure 1), to make rehabilitation routines in a volunteer diagnosed with Left Hemiparetic Infantile Cerebral Palsy. A professional therapist made a passive

rehabilitation routine appropriate for the patient. A motion capture prototype is used to record the angular position and velocity in human joints. Such information is used to generate a sine function with the same amplitude and frequency used by the therapist during the routine. The obtained trajectory is programmed into the microcontroller of the exoskeleton which should reproduce the movement as accurately as possible. The user performs the rehabilitation exercise during a period determined by the therapist and then verifies the progress of the patient improvement. The therapist could change the frequency and the amplitude of the routine depending on the patient rehabilitation progress and apply with the exoskeleton a new routine forming a cycle. To control the exoskeleton we use an adaptive control. This method of controlling the exoskeleton allows adaptation to unknown parameters of the patient who may be changing as time passes such as mass and limb length. Furthermore, in order to use the exoskeleton in different patients, the change in mass and length of the limbs from one user to another should be taken into account. Therefore, the parameters estimation is an important part of the strategy.

The advantages of performing a rehabilitation routine using an exoskeleton is that the angular position, the velocity, the resistance or opposing force can be increased gradually with precision when repeating an exercise sequence. Exoskeletons in collaboration with a therapist will execute such tasks more accurately.

The exoskeleton was tested with the help of a physiotherapist and a volunteer. The volunteer was a child of 14 years old and his body parameters are given in Table 1. He was diagnosed with Left Hemiparetic Infantile Cerebral Palsy. This kind of disease affects one side of the body, reducing motor skills due to the spasticity. Also different body functions can be affected and produce learning disabilities, hearing impairment, ophthalmologic abnormalities (strabismus), loss of using or understanding speech and muscle tone. For this reason the therapist suggested some exercises, to improve learning, coordination and muscle tone.

The paper is organized as follows: Section II presents the dynamical model of the exoskeleton.

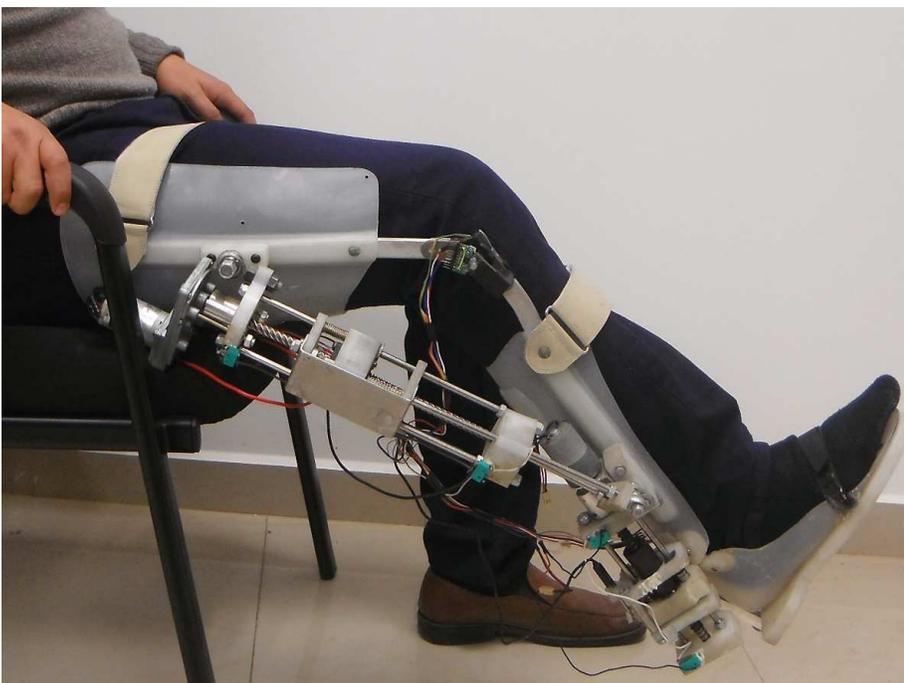


FIGURE 1. The ELLTIO prototype with two degrees of freedom and the motion capture prototype for knee and ankle.

The control scheme is given in section III. The design and description of the prototype is detailed in section IV. Section V describes the numerical results and the

performance of the proposed approach. The experimental results are shown in section VI. Finally the concluding remarks are given in section VII.

DYNAMICAL MODEL

Mechanical Structure

ELLTIO is a planar robot with two degrees of freedom, the movement of the joints is restricted to the sagittal plane (Figure 2). To obtain the mathematical model we used the Euler - Lagrange approach. This mechanical prototype is used for flexion and extension of the knee and the ankle. The joint angle are limited to: $q_1 \in [0, 60]$ degrees and $q_2 \in [-14, 2]$ degrees, to avoid exceeding the patient comfort angles. The links of the exoskeleton are

rigid with mass m_1 for the lower leg and m_2 for the foot, and their lengths are l_1 and l_2 respectively with center of mass in l_{C1} and l_{C2} , respectively. Finally, I_1 and I_2 denote the moments of inertia of the links with respect to the axes that pass through the respective centers of mass and are perpendicular to the plane $x - y$ (see Figure 2).

We consider that:

$$\begin{cases} m_1 = m_{1Exo} + m_{1Body} \\ m_2 = m_{2Exo} + m_{2Body} \end{cases} \quad (1)$$

where m_{1Body} and m_{2Body} represent 4,6% and 1,4%, of the total mass of the user respectively ^[9], the m_{1Exo} and m_{2Exo}

are the masses of the links of the exoskeleton. Therefore the model for ELLTIO is:

$$\begin{bmatrix} T_1 \\ T_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} M_{11} & M_{12} \\ M_{21} & M_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \ddot{q}_1 \\ \ddot{q}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} \\ C_{21} & C_{22} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} g_1 \\ g_2 \end{bmatrix} \quad (2)$$

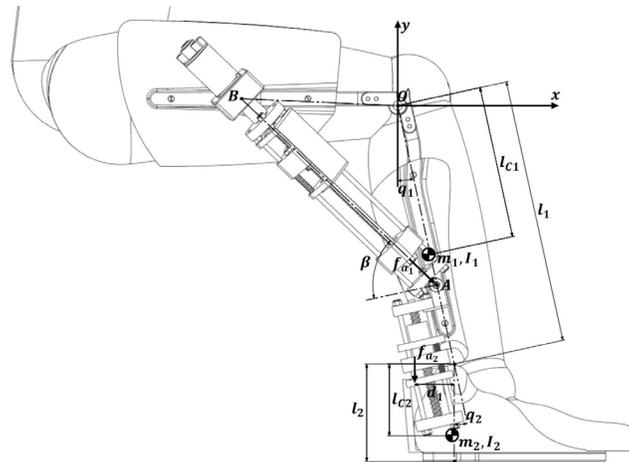


FIGURE 2. ELLTIO can be seen as a planar robot of 2-DOF, in the sagittal plane.

where

$$\begin{aligned}
 T_1 &= \tau_1 + \tau_{hk} \\
 T_2 &= \tau_2 + \tau_{ha} \\
 M_{11} &= m_1 l_{c1}^2 + m_2 l_1^2 + m_2 l_{c2}^2 + 2m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_1 + I_2 \\
 M_{12} &= m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2 \\
 M_{21} &= m_2 l_{c2}^2 + m_2 l_1 l_{c2} \cos(q_2) + I_2 \\
 M_{22} &= m_2 l_{c2}^2 + I_2 \\
 C_{11} &= -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_2 \\
 C_{12} &= -m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) (\dot{q}_1 + \dot{q}_2) \\
 C_{21} &= m_2 l_1 l_{c2} \sin(q_2) \dot{q}_1 \\
 C_{22} &= 0 \\
 g_1 &= (m_1 l_{c1} + m_2 l_1) g \sin(q_1) + m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2) \\
 g_2 &= m_2 g l_{c2} \sin(q_1 + q_2)
 \end{aligned}$$

The torque produced by the human in the knee is $\tau_{hk} = 0$ and the human ankle is $\tau_{ha} = 0$ because it is a passive exercise that represents a complete dependence of the exoskeleton without human effort. The relation between the forces of the actuators (f_{a1} , f_{a2}) and the torques produced by the exoskeleton on the ankle τ_2 and the knee τ_1 are given by:

$$\begin{aligned}
 \tau_1 &= f_{a1} \overline{OA} \cos(\beta) \\
 \tau_2 &= f_{a2} d_1
 \end{aligned} \tag{3}$$

Series Elastic Actuator

Series Elastic Actuators have been preferred in the experimental prototype because force control can be conveniently achieved [11] and [12]. The principle of operation is a compliant element (spring) which is introduced between the gear train and the load. The force is estimated by using a position sensor and the Hook's law ($F = k_s x$). The main advantages of this approach are that it has inherent tolerance, low impedance and high force fidelity.

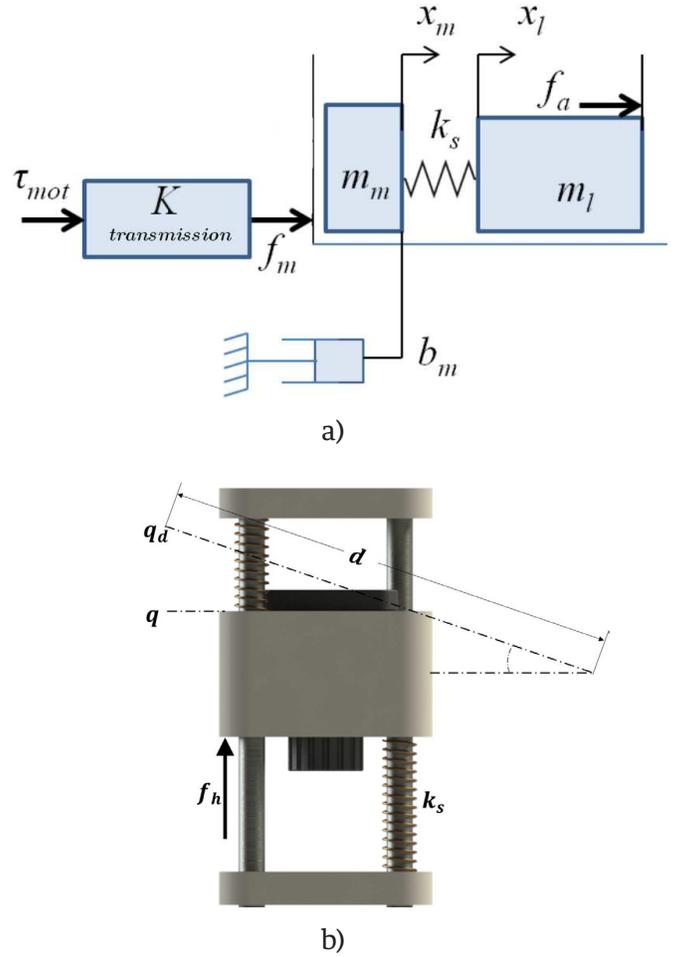


FIGURE 3. Series elastic actuator, block diagram equivalent for mechanism (a) and CAD design (b).

A graphic representation of the dynamic model for the SEA is shown in Figure 3. The motor produces a torque τ_{mot} , through the transmission of gain K generating a force f_m . The transmission consists of a ballscrew, the coefficient friction between the nut and the ballscrew is b_m , the nut has a relatively small mass m_n with respect to the total mass of the load m_l . The resultant force generated by the actuator is f_a . A spring is placed between the masses having a stiffness coefficient k_s . Notice that the mass m_n , the spring stiffness k_s and the friction b_m are opposed to the action of f_m , which can be represented by a second order differential Equation as follows:

$$m_n \ddot{x}_m + b_m \dot{x}_m + f_a = f_m \tag{4}$$

The position of the nut and the load are represented by x_m and x_l respectively. We can see that f_a is defined as $f_a = k_s(x_m - x_l)$ which is the only force acting on the mass m_l . Hence

$$\ddot{x}_l = \frac{f_a}{m_l} \tag{5}$$

From (4) and (5) we obtain the dynamic model of the actuator:

$$\ddot{f}_a \frac{m_n}{k_s} + \dot{f}_a \frac{b_m}{k_s} + f_a \left(1 + \frac{m_n}{m_l}\right) = f_m + \dot{x}_l b_m \tag{6}$$

Coupling Dynamic Models

Equation (6) is valid for both SEA_1 and SEA_2 actuators. In the sequel we will refer to the knee actuator with the lower index $i= 1$ and $i= 2$ for the ankle actuator (See Figure 2). Combining the dynamic model (2) and (6) and using the change of variables, $z_1 = f_a$ and $z_2 = \dot{f}_a$, we can rewrite the dynamic of the actuator as follows:

$$\varepsilon \dot{z} = A_a z + B_a \tag{7}$$

where

$$A_a = \begin{bmatrix} 0 & \varepsilon \\ -(1 + \frac{m_n}{m_l}) & -\frac{b_m}{k_s} \end{bmatrix}; \quad \varepsilon = \frac{m_n}{k_s}$$

$$B_a = \begin{bmatrix} 0 \\ f_m + \dot{x}_l b_m \end{bmatrix}; \quad z = \begin{bmatrix} z_1 \\ z_2 \end{bmatrix}$$

Similarly, the dynamic model (2), can be expressed as:

$$\dot{x} = f(t, x, z, \varepsilon) \tag{8}$$

where

$$\begin{cases} \dot{x}_1 = x_2 \\ \dot{x}_2 = M^{-1}[-Cx_2 - G] + M^{-1}\tau \end{cases} \tag{9}$$

with $x_1 = q$ and $x_2 = \dot{q}$. Notice that $M(q) > \varepsilon I$, where I is the identity matrix. From (7) and (9) we have a representation of the state in the singular perturbation approach. This system has two different time scales. The first Equation corresponds to the fast dynamics for the SEA due to the parameter ε of order 10^{-6} , and the second corresponds to a slower dynamics of the ELLTIO. Hence, taking $\varepsilon = 0$, the dynamic model of the actuator (6) reduces to:

$$0 = A_a z + B_a \tag{10}$$

Equation (10) has k isolated roots, i.e., $z = h_j(t, x)$ for $j = 1, 2, \dots, k$. This assumption ensures that each root of (10) corresponds to a reduced well defined model, which is obtained by introducing the roots of (10) in (8) which leads to:

$$\dot{x} = f(t, x, h(t, x), 0) \tag{11}$$

We suppress the lower index j because the system has only one root in

$$f_a = f_m \left(\frac{m_l}{m_l + m_n} \right) \tag{12}$$

The singular perturbation approach can be applied in our system since it satisfies the conditions of Thiko ov's theorem [13]. Therefore introducing (12) into (3) we obtain the new inputs:

$$\begin{cases} \tau_1 = f_{m_1} \left(\frac{m_{l_1}}{m_{l_1} + m_{n_1}} \right) \overline{OA} \cos(\beta_1) \\ \tau_2 = f_{m_2} \left(\frac{m_{l_2}}{m_{l_2} + m_{n_2}} \right) d_1 \end{cases} \tag{13}$$

with $m_{l_1} = m_1$ and $m_{l_2} = m_2$.

METHODOLOGY

PD Control with Adaptive Compensation

In this section we will introduce a PD control law with adaptive compensation, that will be used to follow the proposed computer generated trajectories to accomplish the desired rehabilitation exercises routines^[14]. The patient size who will use the prototype is constrained to 1,65 m height. But even with such restriction, the weight of each user is different and therefore it is essential that the system has the ability to adjust its parameters to properly adapt to each user. The model of the exoskeleton (2), can be rewritten as the product of a vector function Φ which contains nonlinear terms of the state (the generalized coordinates and its derivatives) and the vector of dynamic parameters θ . This property is commonly known as "linearity in the parameters", which is formally stated bellow.

Property 1. "Linearity in the dynamic parameters": For the matrices $M(q, \theta)$, and $C(q, \dot{q}, \theta)$ and the vector $G(q, \theta)$ we have the following:

for all $u, v, w \in \mathfrak{R}^n$ it holds that:

$$M(q, \theta)u + C(q, w, \theta)v + G(q, \theta) = \Phi(q, u, v, w)\theta + k_a(q, u, v, w)$$

where $k_a(q, u, v, w)$ is a vector of $n \times 1$, $\Phi(q, u, v, w)$ is a matrix of $n \times m$ and the vector $\theta \in \mathfrak{R}^m$ depends only on the dynamic parameters of the manipulator and its payload.

We can rewrite Equation (2) as:

$$\Phi(q, u, v, w)\theta + k(q, u, v, w) = M(q, \theta)u + C(q, w, \theta)v + g(q, \theta) \quad (14)$$

and defined as:

$$u = \ddot{q}_d + \Lambda \dot{\tilde{q}} = \begin{bmatrix} u_1 \\ u_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \ddot{q}_{d1} + \lambda_{11}\dot{\tilde{q}}_1 + \lambda_{12}\dot{\tilde{q}}_2 \\ \ddot{q}_{d2} + \lambda_{21}\dot{\tilde{q}}_1 + \lambda_{22}\dot{\tilde{q}}_2 \end{bmatrix}$$

$$v = \dot{q}_d + \Lambda \tilde{q} = \begin{bmatrix} v_1 \\ v_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_{d1} + \lambda_{11}\tilde{q}_1 + \lambda_{12}\tilde{q}_2 \\ \dot{q}_{d2} + \lambda_{21}\tilde{q}_1 + \lambda_{22}\tilde{q}_2 \end{bmatrix}$$

$$w = \dot{q} = \begin{bmatrix} w_1 \\ w_2 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{q}_1 \\ \dot{q}_2 \end{bmatrix}$$

and

$$\Lambda = \begin{bmatrix} \lambda_{11} & \lambda_{12} \\ \lambda_{21} & \lambda_{22} \end{bmatrix} \in R^{2 \times 2}$$

where $\tilde{q} = q_d - q$ is the position error and is defined as $\Lambda = K_v^{-1} K_p$, which is always a nonsingular matrix and this property is used in the stability analysis. The vector of the unknown dynamic parameters depends only on the dynamic parameters of the system and its load. We can find a θ such that $k(q, u, v, w) = 0$. Taking this into account, the unknown parameters are the masses m_1, m_2 , the inertias I_1, I_2 and the distances to the centers of mass I_{c1} and I_{c2} . The parameters I_1 and I_2 are known, then the parametrization of the dynamical model is

$$M(q, \theta)u + C(q, w, \theta)v + g(q, \theta) = \Phi\theta \quad (15)$$

where

$$\Phi = \begin{bmatrix} \phi_{11} & \phi_{12} & \phi_{13} & \phi_{14} & \phi_{15} & \phi_{16} & \phi_{17} \\ \phi_{21} & \phi_{22} & \phi_{23} & \phi_{24} & \phi_{25} & \phi_{26} & \phi_{27} \end{bmatrix}$$

$$\theta = [\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4, \theta_5, \theta_6, \theta_7]^T$$

with

$$\begin{aligned}
\varphi_{11} &= l_1^2 u_1 + l_1 g \sin(q_1) \\
\varphi_{12} &= g \sin(q_1) \\
\varphi_{13} &= 2l_1 \cos(q_2)u_2 + l_1 \cos(q_2)u_2 - l_1 \sin(q_2)w_2 v_1 - l_1 \sin \\
&(q_2)(w_1 + w_2)v_2 + g \sin(q_1 + q_2) \\
\varphi_{14} &= \varphi_{16} = u_1 \\
\varphi_{15} &= \varphi_{17} = \varphi_{25} = \varphi_{27} = u_1 + u_2 \quad \varphi_{21} = \varphi_{22} = \varphi_{24} = \varphi_{26} = 0 \\
\varphi_{23} &= l_1 \cos(q_2)u_1 + l_1 \sin(q_2)w_1 v_1 + g \sin(q_1 + q_2)
\end{aligned}$$

and

$$\begin{aligned}
\Theta_1 &= m_2 \\
\Theta_2 &= m_1 l_{c1} \\
\Theta_3 &= m_2 l_{c2} \\
\Theta_4 &= m_1 l_{c1}^2 \\
\Theta_5 &= m_2 l_{c2}^2 \\
\Theta_6 &= l_1 \\
\Theta_7 &= l_2
\end{aligned}$$

On the other hand, according to the parametrization, given a vector $\hat{\theta}$, expression (14) can be rewritten as

$$M(q, \hat{\theta})u + C(q, w, \hat{\theta})v + g(q, \hat{\theta}) = \Phi(q, u, v, w)\hat{\theta} \quad (16)$$

Taking (16) into account, we propose the following control law:

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}} + \Phi \hat{\theta} \quad (17)$$

where, K_p , K_v are symmetric positive definite gain matrices, $\hat{\theta}$ is the vector of adaptive parameters even though it actually corresponds to the vector function $\hat{\theta}(t)$ which is such that (16) holds for all $t \geq 0$. The

adaptive control law allows to estimate $\hat{\theta}(t)$. An adaptive control law commonly used in continuous adaptive systems is the so called integral law or gradient type

$$\hat{\theta}(t) = \Gamma \int_0^t \Phi^T [\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}] ds + \hat{\theta}(0) \quad (18)$$

where Γ is the adaptive gain whose magnitude is proportional to the adaptation speed, and $\hat{\theta}(0)$ is an

arbitrary vector. We choose the best adaptive gain to obtain an approximation of the parameters vector $\hat{\theta}(t)$.

Equilibrium Point

Before proceeding to obtain the closed-loop Equation we first write the parametric error vector $\tilde{\theta}$ as $\hat{\theta} = \tilde{\theta} + \theta$. The

parameters error vector is used only for stability analysis purposes. Notice that $\Phi \hat{\theta} = \Phi \tilde{\theta} + \Phi \theta$. From (15) we get:

$$\Phi \hat{\theta} = \Phi \tilde{\theta} + M(q, \theta)[\ddot{q}_d + \Lambda \dot{\tilde{q}}] + C(q, \dot{q}, \theta)[\dot{q}_d + \Lambda \tilde{q}] + g(q, \theta) \quad (19)$$

From the above expression, the control law (17) takes the following form:

$$\tau = K_p \tilde{q} + K_v \dot{\tilde{q}} + \Phi \theta + M(q, \theta)[\ddot{q}_d + \Lambda \dot{\tilde{q}}] + C(q, \dot{q}, \theta)[\dot{q}_d + \Lambda \tilde{q}] + g(q, \theta) \quad (20)$$

Using the control law expressed above and substituting the control action into the Equation of the robot model (2), we get

$$M(q, \theta)[\ddot{\tilde{q}} + \Lambda \dot{\tilde{q}}] + C(q, \dot{q}, \theta)[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}] = -K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - \Phi \tilde{\theta} \quad (21)$$

On the other hand, since the vector of dynamic parameters have been assumed constant then $\dot{\theta} = 0$. Therefore, we have $\dot{\tilde{\theta}} = \dot{\hat{\theta}}$. In turn, the time derivative

of the vector of adaptive parameters $\hat{\theta}$ is obtained by differentiating with respect to time the adaptive law (18). Considering these facts we have

$$\dot{\tilde{\theta}} = \Gamma \Phi^T [\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}] \quad (22)$$

The closed-loop Equation, which is obtained from (21) and (22), may be written as

$$\begin{bmatrix} \dot{\tilde{q}} \\ \ddot{\tilde{q}} \\ \dot{\tilde{\theta}} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \dot{\tilde{q}} \\ M^{-1}[-K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - \Phi \tilde{\theta} - C[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}]] - \Lambda \dot{\tilde{q}} \\ \Gamma \Phi^T [\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}] \end{bmatrix} \quad (23)$$

which is a nonautonomous differential Equation and the origin of the state space

$$\begin{bmatrix} \tilde{q} \\ \dot{\tilde{q}} \\ \tilde{\theta} \end{bmatrix} = 0 \quad (24)$$

is an equilibrium point.

Stability Analysis

The stability analysis of the origin of the state space following Lyapunov function candidate: for the closed-loop system is carried out using the

$$V(t, \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta}) = \frac{1}{2} \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T M(q, \theta) \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right] + \tilde{q}^T K_p \tilde{q} + \frac{1}{2} \tilde{\theta}^T \Gamma^{-1} \tilde{\theta} \quad (25)$$

The time derivative of the Lyapunov function candidate becomes

$$\dot{V}(t, \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta}) = \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T M(q, \theta) \left[\ddot{\tilde{q}} + \Lambda \dot{\tilde{q}} \right] + \frac{1}{2} \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T \dot{M}(q, \theta) \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right] + 2\tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} + \tilde{\theta}^T \Gamma^{-1} \dot{\tilde{\theta}} \quad (26)$$

Developing the first term in the last Equation it follows:

$$\dot{V}(t, \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta}) = \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T M(q, \theta) \ddot{\tilde{q}} + \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T M(q, \theta) \Lambda \dot{\tilde{q}} + \frac{1}{2} \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T \dot{M}(q, \theta) \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right] + 2\tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} + \tilde{\theta}^T \Gamma^{-1} \dot{\tilde{\theta}} \quad (27)$$

Solving for $M(q, \theta) \ddot{\tilde{q}}$ from the closed-loop Equation (23)

$$M(q, \theta) \ddot{\tilde{q}} = -K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - \Phi \tilde{\theta} - M(q, \theta) \Lambda \dot{\tilde{q}} - C(q, \dot{q}, \theta) \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right] \quad (28)$$

and substituting into (27), we obtain

$$\dot{V}(t, \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta}) = \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T \left[-K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - \Phi \tilde{\theta} - C(q, \dot{q}, \theta) \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right] \right] - \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T \frac{1}{2} \dot{M}(q, \theta) \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right] + 2\tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} + \tilde{\theta}^T \Gamma^{-1} \dot{\tilde{\theta}} \quad (29)$$

Using the following property that established a relationship between the inertia matrix $M(q)$ and the Coriolis matrix $C(\dot{q}, q)$:

$$x^T [\frac{1}{2}\dot{M}(q) - C(q, \dot{q})]x = 0 \quad \forall q, \dot{q}, x \in \mathbb{R}^n$$

and substituting into (27), we obtain

$$\begin{aligned} \dot{V}(t, \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta}) = & \\ \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T & \left[-K_p \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - \Phi \tilde{\theta} \right] + 2\tilde{q}^T K_p \dot{\tilde{q}} + \tilde{\theta}^T \Gamma^{-1} \dot{\tilde{\theta}} \end{aligned} \quad (30)$$

Now, using $K_p = K_v \Lambda$, the above reduces to:

$$\begin{aligned} \dot{V}(t, \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta}) = & - \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T \left[-K_v \Lambda \tilde{q} - K_v \dot{\tilde{q}} - \Phi \tilde{\theta} \right] \\ & + 2\tilde{q}^T K_v \Lambda \dot{\tilde{q}} + \tilde{\theta}^T \Gamma^{-1} \dot{\tilde{\theta}} \end{aligned} \quad (31)$$

which can also be expressed as

$$\begin{aligned} \dot{V}(t, \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta}) = & -\dot{\tilde{q}}^T K_v \dot{\tilde{q}} \\ & -\tilde{q}^T \Lambda^T K_v \dot{\tilde{q}} - \dot{\tilde{q}}^T K_v \Lambda \tilde{q} - \tilde{q}^T \Lambda^T K_v \Lambda \tilde{q} \\ & - \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T \Phi \tilde{\theta} + 2\tilde{q}^T K_v \Lambda \dot{\tilde{q}} + \tilde{\theta}^T \Gamma^{-1} \dot{\tilde{\theta}} \end{aligned} \quad (32)$$

After some further simplifications, the time derivative $\dot{V}(t, \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta})$ could be written a

$$\begin{aligned} \dot{V}(t, \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta}) = & -\dot{\tilde{q}}^T K_v \dot{\tilde{q}} - \tilde{q}^T \Lambda^T K_v \Lambda \tilde{q} \\ & - \left[\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q} \right]^T \Phi \tilde{\theta} + \tilde{\theta}^T \Gamma^{-1} \dot{\tilde{\theta}} \end{aligned} \quad (33)$$

The terms $-\dot{\tilde{q}}^T K_v \dot{\tilde{q}}$ and $-\tilde{q}^T \Lambda^T K_v \Lambda \tilde{q}$ are negative definite, then it is necessary that the following expression holds:

$$-\tilde{\theta}^T \left[\Phi [\dot{\tilde{q}} + \Lambda \tilde{q}] - \Gamma^{-1} \dot{\tilde{\theta}} \right] = 0 \quad (34)$$

Solving for $\dot{\tilde{\theta}}$ we obtain the parameter estimation algorithm (22). It follows that:

$$V(t, \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta}) \leq V(0) \implies \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta} \in L^2_\infty \tag{35}$$

where $\dot{V}(t, \tilde{q}, \dot{\tilde{q}}, \tilde{\theta})$ is a globally negative semi-definite function. Since the Lyapunov function candidate (25) is globally positive definite, radially unbounded and decrescent, the origin of the closed-loop Equation (23) is uniformly stable

and all the solutions are bounded. To conclude that the origin is an asymptotically stable equilibrium point [15], we are using the theorem of "Boundedness of solutions plus uniform stability" and the next Lemma [16]:

Property 1. Consider a continuously differentiable function $f: R_+ \rightarrow R_n$ which satisfies

$$\begin{aligned} f, \dot{f} &\in L^\infty \\ f &\in L^2_n \end{aligned}$$

Then, the function f , necessarily satisfies:

$$\lim_{t \rightarrow \infty} f(t) = 0 \in R^n$$

Since $-\dot{\tilde{q}}^T K_v \dot{\tilde{q}} \geq 0$ for all $\tilde{q} \in R^2$, it follows from (34) and (33) that

$$\frac{d}{dt} V(t, \tilde{q}(t), \dot{\tilde{q}}(t), \tilde{\theta}(t)) \leq -\tilde{q}^T(t) \Lambda^T K_v \Lambda \tilde{q}(t) \tag{36}$$

Using the theorem of Rayleigh–Ritz [16], we have:

$$\frac{d}{dt} V(t, \tilde{q}(t), \dot{\tilde{q}}(t), \tilde{\theta}(t)) \leq -\lambda_{\min}\{\Lambda^T K_v \Lambda\} \|\tilde{q}(t)\|^2 \tag{37}$$

Integrating the inequality from $t = 0$ to $t = \infty$ that is

$$\int_{V_0}^{V_\infty} dV \leq -\lambda_{\min}\{\Lambda^T K_v \Lambda\} \int_0^\infty \|\tilde{q}(t)\|^2 dt \tag{38}$$

where we defined

$$\begin{aligned} V_0 &:= V(0, \tilde{q}(0), \dot{\tilde{q}}(0), \tilde{\theta}(0)) \\ V_\infty &:= \lim_{t \rightarrow \infty} V(t, \tilde{q}(t), \dot{\tilde{q}}(t), \tilde{\theta}(t)) \end{aligned} \tag{39}$$

The integral on the left-hand side of this inequality is calculated to obtain

$$V_\infty - V_0 \leq -\lambda_{\min}\{\Lambda^T K_v \Lambda\} \int_0^\infty \|\tilde{q}(t)\|^2 dt \quad (40)$$

We recall that the Lyapunov function candidate:

$$V(t, \tilde{q}(t), \dot{\tilde{q}}(t), \tilde{\theta}(t))$$

is positive definite, radially unbounded and decrescent and moreover, all the signals are bounded. Therefore, $\infty > V_\infty \geq 0$ and, from the last inequality, we get

$$-V_0 \leq -\lambda_{\min}\{\Lambda^T K_v \Lambda\} \int_0^\infty \|\tilde{q}(t)\|^2 dt \quad (41)$$

From this expression we immediately conclude that

$$\frac{V_0}{\lambda_{\min}\{\Lambda^T K_v \Lambda\}} \geq \int_0^\infty \|\tilde{q}(t)\|^2 dt \quad (42)$$

where the left-hand side of the inequality is finite positive and constant. This means that the position error \tilde{q} belongs to the L^2_∞ . Thus, according to the arguments above, we may conclude now that the

position error tends asymptotically to the zero vector, that is $\tilde{q} \in L^2_\infty$ and from Equation (35) we know that $\tilde{q}, \dot{\tilde{q}} \in L^2_\infty$, then because of Lemma 1 it follow that the motion control objective has been achieved.

DESCRIPTION OF THE ELLTIO PROTOTYPE

The main structure of ELLTIO prototype consists in a commercial quadrilateral orthopedic orthosis for the right leg which is manufactured in polypropylene with parallel duralumin bars as structural support; a very commonly material in this kind of devices.

The prototype length is about 88 cm and was instrumented with SEA actuators, these linear actuators transform the torque generated by a motor τ_{mot} in a linear force f_a . The first actuator produces a torque τ_1 in the joint q_1 , due to the force f_{a1} generated in

the direction of β , in the point A which is located at \overline{OA} . For the input τ_2 the configuration of the second actuator produces a torque in the knee joint (q_2) by the force f_{a2} , located at a distance d_j , as can be seen in Figure 2.

We used an optical encoder 600EN-128-CBL for measuring the angular position q for each joint and a gyroscopic sensor LPR510AL for measuring the angular velocity \dot{q} . Using Hooke's law ($f_h d_j = Ks(q_d - q)$) and a linear position sensor 0R5N0750 MLTF5C together with a spring we measured the human force f_h applied

at a distance d_j from the joint and obtain a desired position q_d by means of a relation between both, see

$$q_{d1} = \frac{f_{h1}d_{j1}}{k_{s1}} + q_1 \quad (43)$$

$$q_{d2} = \frac{f_{h2}d_{j2} \cos(\beta)}{k_{s2}} + q_2 \quad (44)$$

the right side of Figure 3. Therefore the desired position is given by:

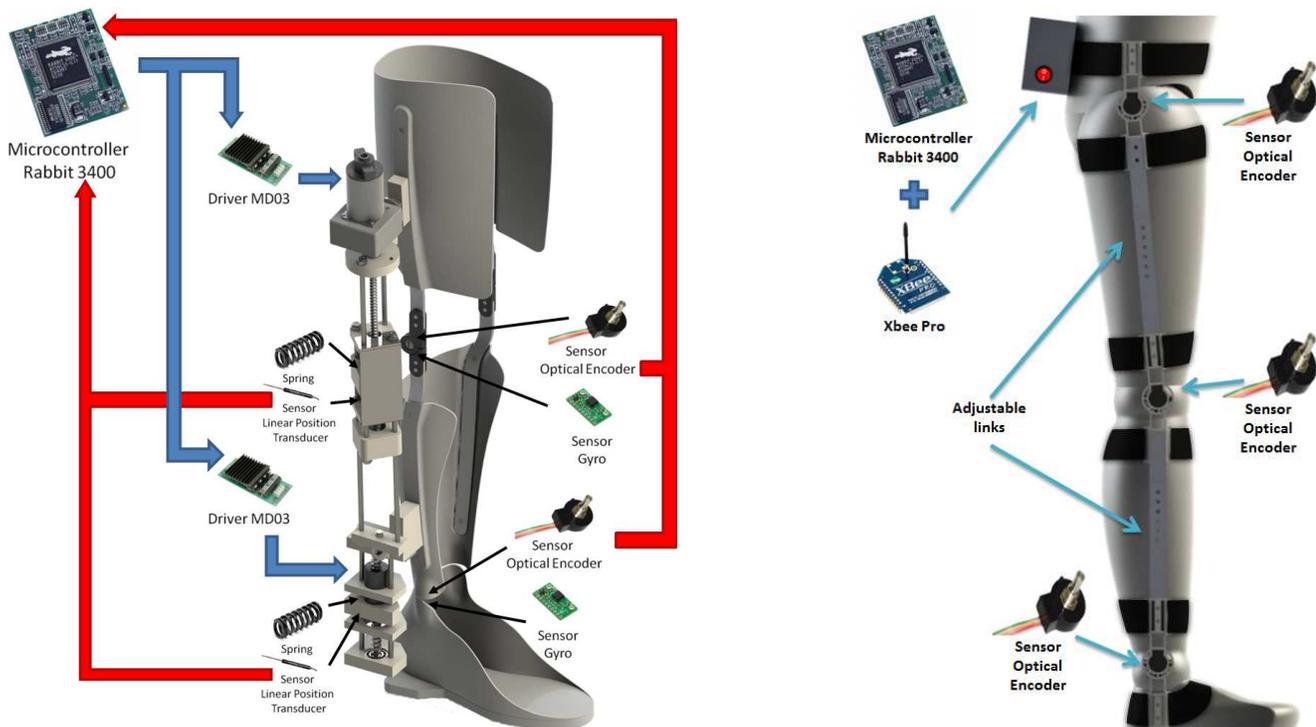


FIGURE 4. Main components for prototypes ELLTIO (left) and motion capture system (right).

We can distinguish the following three cases, i) $f_h = 0$ which implies $q_d = q$ and means the intention of the human to maintain the position. ii) $f_h > 0$ which implies $q_d > q$ and means the intention of the human to extend the leg. iii) $f_h < 0$ which implies $q_d < q$ and means the intention of human to flex the leg.

The output signals from the sensors were processing using the Rabbit 3400 microcontroller. The knee and ankle joints use a SEA to generated the exoskeleton

force f_m . Each joint was designed to satisfy the angular position limit and using the same main components. An MD03 driver was used to control a DC motor with torque τ_{mot} and coupled through a gear box to the base of a ball screw. As the ball screw turns it produces a linear displacement on the nut which generates the torque inputs for each joint. A graphical representation of the components of the ELLTIO prototype is shown in the left side of the Figure 4.

MOTION CAPTURE SYSTEM FOR LOWER LIMBS

The main goal of this work is perform exercise routines for the right leg's knee and ankle rehabilitation using ELLTIO exoskeleton, in very important clarify that the exoskeleton is can be used as a tool for the rehabilitation task, and not as a new rehabilitation technique. For this reason we design and construct a unexpensive motion capture prototype for the lower limbs, to measure the angular motion for hip, knee and ankle displayed in real time, through the legs motion of a 3D dummy, using MATLAB. The main parts of the prototype were built using a 3D printer, an incremental encoder was used to measure the angles and a wireless connection was implemented using an Xbee to send the obtained data to a PC for storage, see the righth side of the Figure 4.

Now, to generate the desired trajectories we use the following methodology (See Figure 5): First a certificated physiotherapist performs a rehabilitation routine, with a volunteer diagnosed with a kind of motion disability. Second the physiotherapist defines the correct amplitude, frequency and motion range for each joint, in this case for the knee and ankle. Third, we use the motion capture system weared by the volunteer and we store the angular trajectories. Fourth the obtained data is analyzed to identify the corresponding parameters and then reproduce them through the exoskeleton. Finally the obtained desired trajectory is programmed into the exoskeleton's PC and we perform the same routine while the physiotherapist is only monitoring the evolution of the exoskeleton.

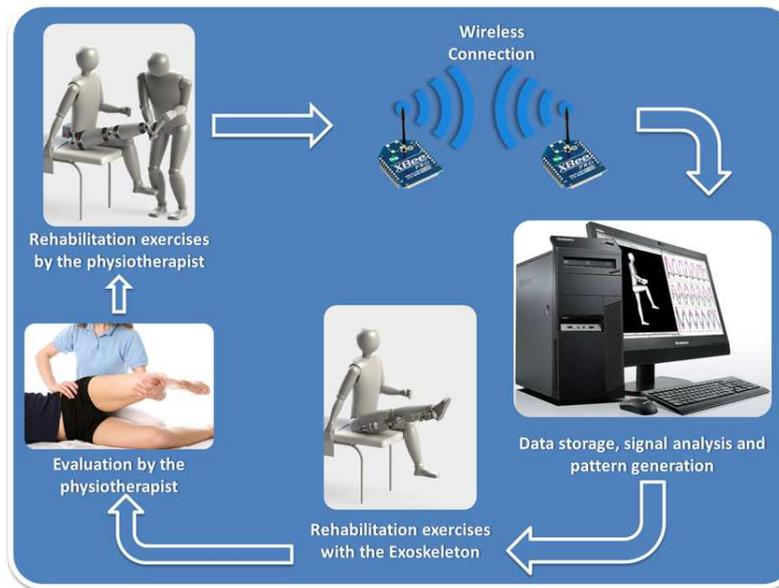


FIGURE 5. Methodology to generate the desired trajectories.

Application Case

A physiotherapist proposes a rehabilitation routine tested in an healthy adult but based in a person with the body parameters given in Table 1. and diagnosed with Left Hemiparetic Infantile Cerebral Palsy. This

kind of disease affects one side of the body, reducing motor skills due the spasticity. Also, different body functions can be affected so that the patient may present learning disabilities, hearing deficits,

ophthalmologic abnormalities (strabismus), loss of using or understanding speech and muscle tone. For this reason the therapist suggested the following exercises, to improve learning, coordination and muscle tone.

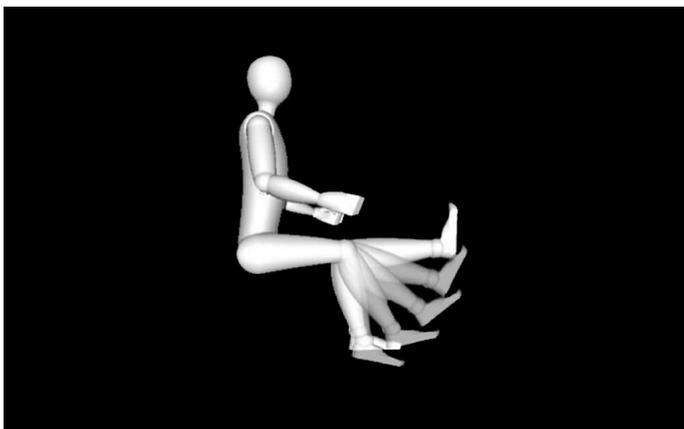
1. Sitting on a high surface (table, bench) the human extends the leg and hold it for 15 seconds. Perform 3 sets of 15 repetitions and resting 30 seconds between each set. Perform 3 times the routine and rest 30 seconds between each. The exercise is shown in Figure 6a.

2. Standing up, with legs apart at hip level, flex the leg in parallel to the ground (90). Perform 3 set of 20 seconds each one and resting 10 seconds between each set. Perform 3 times the routine and rest 30 seconds between each. The exercise is shown in Figure 6b.

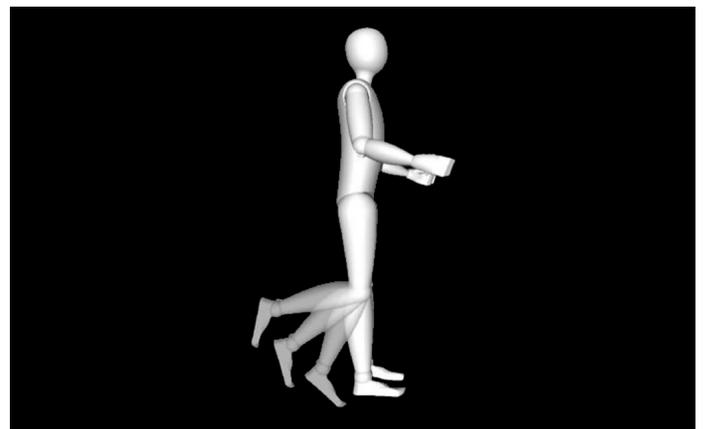
Then, following the proposed methodology, we recorded the pattern for the right leg to obtain and generate the desired trajectories for the knee and ankle. The trajectories were generated using the following functions:

TABLE 1. Volunter's body parameters.

Parameter	Value
Height	1600 mm
Weight	38 Kg
Waist diameter	650 mm
Hip height	910 mm
Knee height	490 mm
Foot length	262 mm
Foot width	98 mm



a)



b)

FIGURE 6. Exercises proposed by the physiotherapist.

$$q_{d1} = A_1(1 - e^{-0,02t^2} + C_{i1}) + C_1(1 - e^{-2t^3}) \sin(\omega_1 t)$$

$$q_{d2} = A_2(1 - e^{-0,02t^2} + C_{i2}) + C_2(1 - e^{-2t^3}) \sin(\omega_2 t)$$

The values for the exercise 1 are $A_1 = (B_1 - C_{i1})$, $A_2 = (B_2 - C_{i2})$, $B_1 = 0,8$, $B_2 = 0$, $C_1 = 0,6$, $C_2 = 0,2$ and $\omega_1 = \omega_2 = \frac{2\pi}{44}$. On other hand, the values for exercise 2 are $A_1 = (B_1 - C_{i1})$, $A_2 = (B_2 - C_{i2})$, $B_1 = 0,65$, $B_2 = 0,05$, $C_1 = 0,45$, $C_2 = 0,25$ and $\omega_1 = \omega_2 = \frac{2\pi}{6,155}$. The signal presents a saturation because the joints must maintain a specific position for some time. These trajectories were simulated 500 seconds and 100 seconds respectively. The simulation results with comparative purpose are shown in Figure 7 these graphs are a comparison between knee and ankle joint

movements acquired through the encoder (blue dotted line) and the proposed (red line), algorithm-generated trajectories. Because the trajectory acquired by the encoder is generated by a human can not have a constant frequency or constant amplitude although this is the objective of the person, but the trajectory generated by the proposed function has a constant frequency and amplitude. Therefore, the trajectories are not identical but very similar and suitable for the purpose of rehabilitation.

RESULTS AND DISCUSSION

The exoskeleton was programmed to perform the rehabilitation exercises using a PD control with adaptive compensation assuming that the system parameters are unknown. The control objective is to track the desired trajectory in real-time and estimate the parameters of the system while the exercise is being executed.

The left side of Figure 8 shows the experimental tracking trajectory for the joints angles (Knee and ankle). The routine that was generated by the physiotherapist and programmed in the exoskeleton shown by the dotted line, while the trajectory generated by the exoskeleton measured by the encoder in real time is shown in full line. As can be observed, they are very similar.

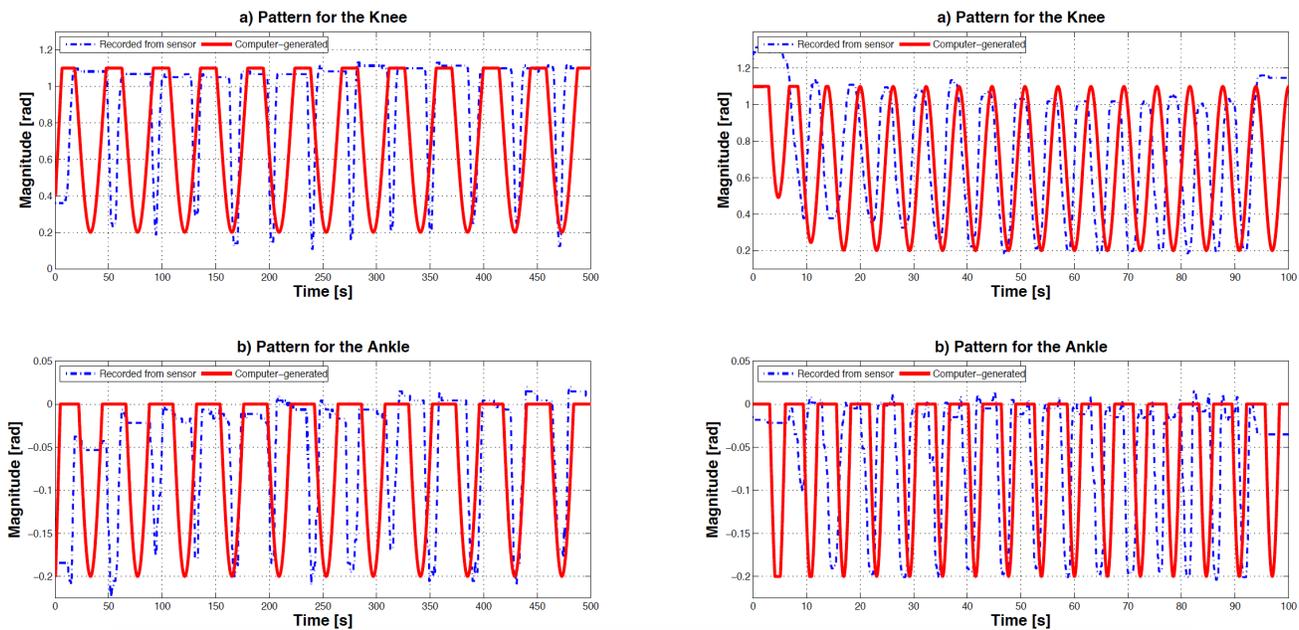


FIGURE 7. Recorded trajectories for knee and ankle joints during the exercises performed by the volunteer with the help of the physiotherapist (dashed blue line) and the proposed computer generated trajectories that will be perform by the patient with the help of the exoskeleton (red line). The data from the exercise 1 appear at the left and the right for exercise 2.

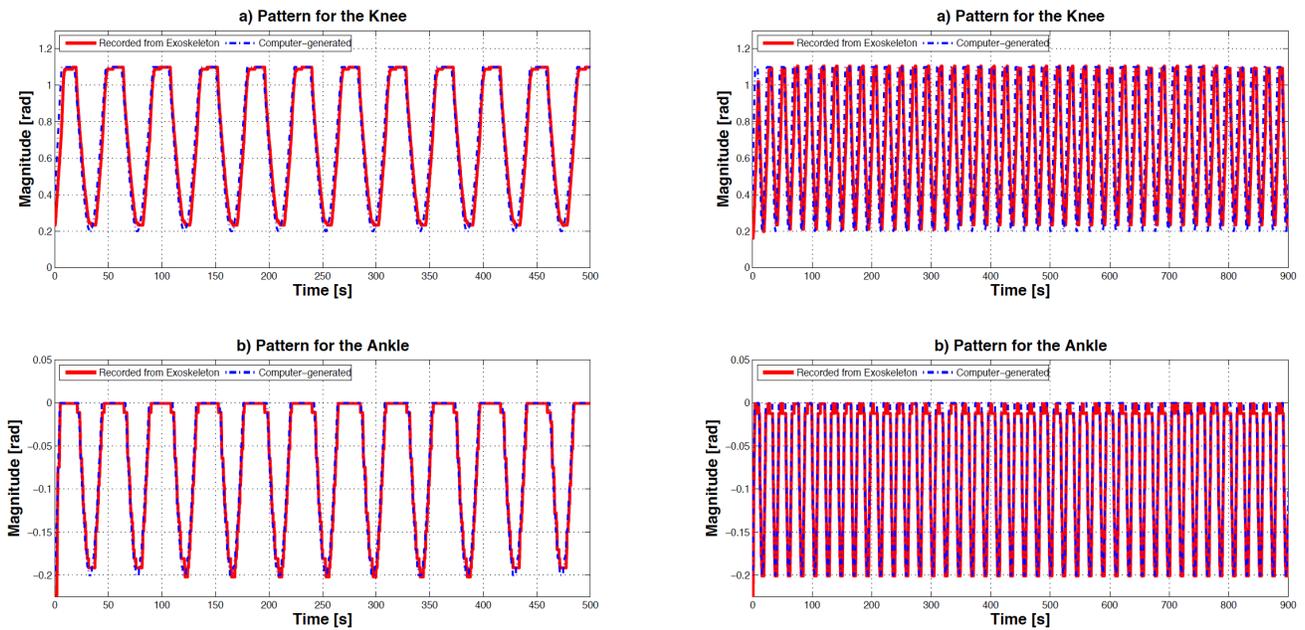


FIGURE 8. Tracking trajectories' results for knee joint (q_1) and ankle joint (q_2) along the experimental test performed by the exoskeleton for the exercise 1 (left) and the same exercise when we duplicated the frequency (right).

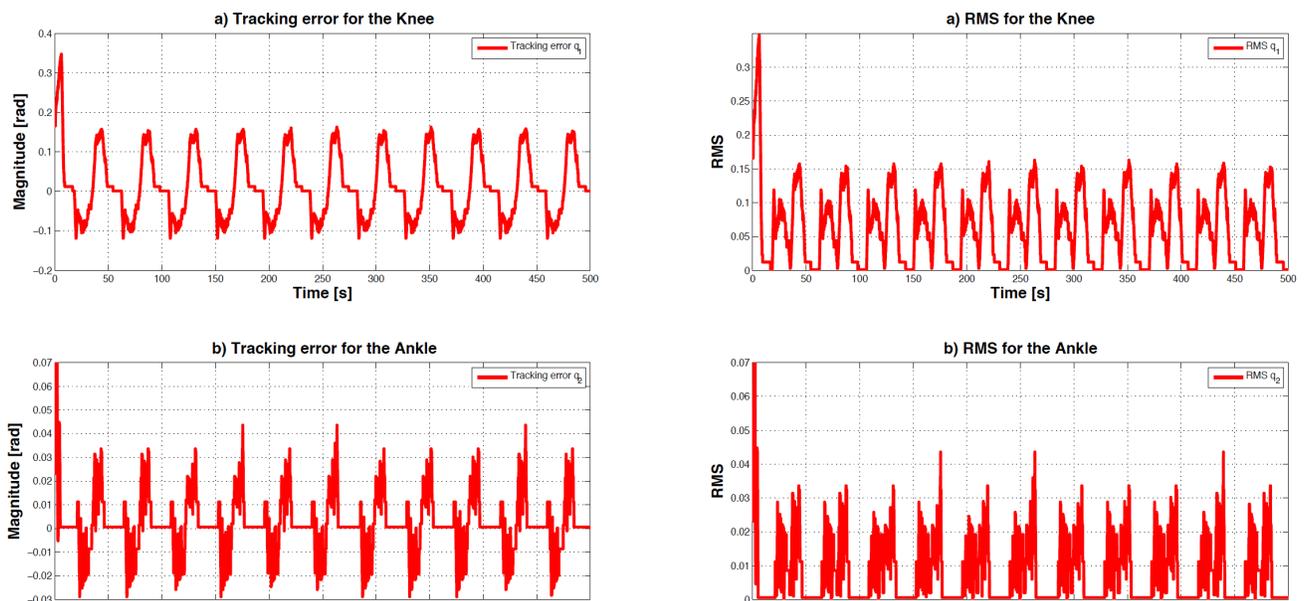


FIGURE 9. The tracking error for the knee $\tilde{q}_1 = q_{d1} - q_1$ and ankle $\tilde{q}_2 = q_{d2} - q_2$ along the experimental test and the root mean square error for each joint along the experimental test for exercise 1.

We double the frequency value in exercise 1 and can note that the exoskeleton can also follow the desired trajectory (see the right side of Figure 8). Therefore we can reduce the amount of time needed by a physiotherapist to implement a new routine. The trajectories programmed in the Microcontroller may also serve as persistent perturbation that is needed in the adaptive control law to improve parameter estimation. Programming the adaptation law (18) in the microcontroller we obtained the estimation of the system parameters $\hat{\theta}$. These parameters obtained are incorporated into the

adaptive compensation control law (17). When we modify the leg weight, the parameters estimates are updated and can be used as initial conditions for the following exercises. Figure 1 shows the exoskeleton ELLTIO in the left side and the "MOTION CAPTURE PROTOTYPE" used to record the ankle and knee angular position data in PC in the right side. The Figure 9 shows the tracking error for the knee and the ankle and the root-mean-square error (RMS error) which can serve as a measure how far on average the error is from zero, however, notice that it is never zero but it is considerably small.

CONCLUSIONS

This paper has presented a prototype of the exoskeleton ELLTIO designed for rehabilitating knees and ankles using a passive rehabilitation routine. The experimental prototype is controlled using a PD control law with an adaptive compensation algorithm. The unknown parameters are identified online so that the two joint angular positions track the corresponding desired trajectories. The prototype and the control strategy have been successfully tested in real-time experiments. The mass of one of the links (lower leg) has been changed and it has been observed that the knee and ankle joints were able to track the predefined trajectories after some transient period. Therefore, it has been shown that it is possible to use the same exoskeleton on patients having different weights.

For patient safety, besides the program containing the microcontroller, the exoskeleton has mechanical brakes that prevent exceeding the comfort angles. For security, the exoskeleton has an emergency stop in place. Furthermore, the speed and acceleration of the articulations are limited by software and by mechanically. Moreover, a therapist generated the real routine adapted for the child with muscular dystrophy. This routine was used in the experiments presented in this paper which were obtained for a healthy adult. Future work includes implementing the proposed approach to estimate the motion capabilities for the user's limbs using the proposed identification algorithm to obtain the best rehabilitation results.

REFERENCES

- [1] R. Lopez, H. Aguilar, S. Salazar, and R. Lozano, Adaptive Control for Passive Kinesiotherapy ELLTIO, *Journal of Bionic Engineering*, 2014, 11, 581-588. DOI: [10.1109/ICAR.2013.6766454](https://doi.org/10.1109/ICAR.2013.6766454)
- [2] A. Glynn and H. Fiddler, *The physiotherapist's pocket guide to exercise: assessment, prescription and training*. Elsevier, Churchill Livingstone, 2009.
- [3] S. Hoppenfeld and V. L. Murthy, *Treatment and rehabilitation of fractures*, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia USA, 1999.
- [4] J. Nikitzuk, B. Weinberg, P. K. Canavan, and C. Mavroidis, Active knee rehabilitation orthotic device with variable damping characteristics implemented via an electrorheological fluid, *IEEE/ASME Transactions on Mechatronics*, 2010, 15, 952-960. DOI: [10.1109/TMECH.2009.2036170](https://doi.org/10.1109/TMECH.2009.2036170)
- [5] Y. Ding, M. Sivak, B. Weinberg, C. Mavroidis, and M. K. Holden, NUVABAT: northeastern university virtual ankle and balance trainer, *Proceedings of the IEEE Haptics Symposium*, Waltham, Mass, USA, 2010, 509-514. DOI: [10.1109/HAPTIC.2010.5444608](https://doi.org/10.1109/HAPTIC.2010.5444608)
- [6] J. S. Dai, T. Zhao, and C. Nester, Sprained ankle physiotherapy based mechanism synthesis and stiffness analysis of a robotic rehabilitation device, *Autonomous Robots*, 2004, 16, no. 2, 207-218. DOI: [10.1023/B:AURO.0000016866.80026.d7](https://doi.org/10.1023/B:AURO.0000016866.80026.d7)
- [7] Y. H. Tsoi and S. Q. Xie, Impedance control of ankle rehabilitation robot, *Proceedings of the IEEE International Conference on Robotics and Biomimetics*, Bangkok, Thailand, 2009, 840-845. DOI: [10.1109/ROBIO.2009.4913109](https://doi.org/10.1109/ROBIO.2009.4913109)
- [8] J. A. Saglia, N. G. Tsagarakis, J. S. Dai, and D. G. Caldwell, A high-performance redundantly actuated parallel mechanism for ankle rehabilitation, *International Journal of Robotics Research*, 2009, 28, no. 9, 1216-1227. DOI: [10.1177/0278364909104221](https://doi.org/10.1177/0278364909104221)
- [9] D.A. Winter, *Biomechanics and Motor Control of Human Movements*, 3rd ed, John Wiley & Sons, Hoboken, Nueva Jersey, USA, 2005.
- [10] A. Carrasco-Elizalde and P. Golsmith, Robust adaptive visual servoing of a robot arm", *International Journal of Robotics and Automation*, Canada, 30, Issue 4, 2015, Pages 345-356. DOI: [10.2316/Journal.206.2015.4.206-4244](https://doi.org/10.2316/Journal.206.2015.4.206-4244)
- [11] J. Pratt, B. Krupp and C. Morse, Series elastic actuators for high fidelity force control *Industrial Robot: An International Journal*, 2002, 29, 234-241. DOI: [10.1108/01439910210425522](https://doi.org/10.1108/01439910210425522)
- [12] A. Calanca, P. Fiorini, Human-adaptive control of series elastic actuators *Robotica*, 2014, 29, 1301-1316. DOI: <https://doi.org/10.1017/S0263574714001519>
- [13] H. K. Khalil, *Nonlinear Systems*. Prentice Hall, New York, USA, 2002.
- [14] J. J. E. Slotine and W. Li, On the adaptive control of robot manipulators, *The International Journal of Robotics Research*, 1987, 6, 49-59. DOI: [10.1177/027836498700600303](https://doi.org/10.1177/027836498700600303)
- [15] M. Vidyasagar, "Nonlinear Systems Analysis", Prentice-Hall, New York, USA, 1978, 148.
- [16] C. Desoer and M. Vidyasagar, "Feedback systems: input-output properties", Academic Press, New York, USA, 1975, 232.

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.2.4](https://doi.org/10.17488/RMIB.38.2.4)

Implementación de un sistema de imagenología infrarroja para la detección vascular del antebrazo y mano

Implementation of an infrared imaging system for vascular detection in the forearm and hand

Á. Azueto-Ríos, R. Santiago-Godoy, L. E. Hernández-Gómez, K. A. Hernández-Santiago

BIÓNICA UPIITA-IPN.

RESUMEN

En el área clínica son procedimientos comunes la venopunción, la colocación de catéteres, inyecciones intravenosas, etc. La visualización de las venas en algunas personas es compleja. En este trabajo se presenta el desarrollo de un sistema capaz de realzar la distribución de las venas en el antebrazo de una persona para, en un trabajo futuro, ayudar de forma no invasiva a localizar las venas en los procedimientos de venopunción. Para llevar a cabo el desempeño de esta tarea se utilizó una cámara web, a la cual se le ha extraído el filtro que impide el paso de luz infrarroja y es sustituido por otro que lo permite. Para mejorar la detección de las venas se le agregó a la cámara un arreglo de LEDs emisores de luz infrarroja (830nm). Las imágenes obtenidas fueron procesadas mediante la ecualización del histograma adaptable y clasificadas por dos métodos, el primero basado en el algoritmo Fuzzy C-Means, el segundo basado en un modelo probabilístico de tipo Bayes, técnicas del área de inteligencia artificial, presentadas como alternativa en el procesamiento de imágenes. Para la obtención de las imágenes se consideraron las regiones anteriores y exteriores del antebrazo izquierdo y derecho de cada sujeto generando una base de datos. Este sistema también tiene aplicación en la detección de venas varicosas debido a que se puede dar un seguimiento a la dilatación de las venas.

PALABRAS CLAVE: Luz infrarroja, venopunción, venas, ecualización de histograma, Fuzzy C-Means, Bayes.

ABSTRACT

The venipuncture, the catheterization and intravenous (IV) injections are some of the common procedures in the clinical practice. The location of the veins may be complex in some patients. In this paper a system able to enhance the vein distribution in a patient's forearm in order to help, in future works, to locate the veins in a non-invasive way and accomplish the IV procedures, is described. To carry out this work a web cam was used, the filter that blocks out the infrared light has been removed and replaced for one who does not. To increase the vein detection an array of infrared LEDs (830 nm) was attached. The resulting images were processed using the adaptive histogram equalization and then classified by two methods, the first one based on the Fuzzy C-Means Algorithm, and the second based in a Bayesian probabilistic model. For the image acquisition, the anterior-exterior regions of the left and right forearm of each subject were considered to generate a data base. This system also has relevance in the detection of varicose veins since is able to monitor the vein dilatation.

KEYWORDS: Infrared light, venipuncture, veins, adaptive histogram equalization, Fuzzy C-Means, Bayesian.

Correspondencia

DESTINATARIO: **Á. Azueto-Ríos y L. E. Hernández-Gómez**

INSTITUCIÓN: **BIÓNICA UPIITA-IPN**

DIRECCIÓN: **Av. Instituto Politécnico Nacional #2580,
Col. Barrio la Laguna Ticomán, Del. GAM, C.P. 07340,
Ciudad de México, CDMX, México**

CORREO ELECTRÓNICO: **aanzuetor@ipn.mx;
lehernandezgo@hotmail.com**

Fecha de recepción:

21 de octubre de 2016

Fecha de aceptación:

20 de febrero de 2017

I. INTRODUCCIÓN

El método de venopunción es aplicado por personal que utiliza la observación y su experiencia para la detección de las venas, sin embargo existen factores externos tales como la pigmentación de la piel, profundidad venosa, cantidad de tejido graso, etc. que complican la detección, volviéndose una tarea difícil, aún para el personal con experiencia.

Se ha utilizado el ultrasonido como técnica de detección de venas, con el inconveniente de que éstas deben ser lo suficientemente largas para poder detectarlas, además se requiere de un piezoeléctrico especializado y es necesaria amplia experiencia en su ejecución para generar imágenes útiles [1]. En otros trabajos se ha empleado la técnica de exponer a una fuente de iluminación infrarroja al antebrazo para medir su transparencia (transiluminación) la cual tiene la desventaja de que las zonas a procesar deben ser lo suficientemente delgadas para que la luz las atraviese (manos y dedos) [2-6]; para zonas en las que esta técnica no funciona, como el antebrazo o pierna, se ha propuesto utilizar el método de reflectografía infrarroja [7-11]; el trabajo aquí presentado se basa en una idea similar.

Con la finalidad de presentar una herramienta que en lo posterior apoye a la técnica de venopunción, se propone un sistema de bajo costo y de componentes comerciales que ayude en la visualización, adquisición y procesamiento de imágenes de la distribución venosa, empleando un método no invasivo de reflectografía infrarroja utilizando una longitud de onda específica, en un diseño de iluminación circular.

El sistema de reflectografía IR, toma como base la propiedad que tiene la hemoglobina desoxigenada, que circula por las venas, de absorber este tipo radiación [12]. Crisan y Tarnovan [10], han caracterizado el patrón de absorción del sistema sanguíneo y los datos obtenidos son presentados en Figura 2, donde se observa el rango de longitudes de onda adecuadas para la realización en la tarea de detección de venas.

Para mejorar el contraste de las imágenes capturadas y su posterior clasificación, se han propuesto diferentes técnicas [13]. En este trabajo se proponen técnicas del área de inteligencia artificial, que desarrollen esta tarea (Fuzzy C-means, FCM y probabilidad bayesiana, EM), demostrando ser una alternativa en este campo. Una de las primeras etapas del procesamiento de imágenes es la segmentación. La segmentación es una técnica que descompone a las imágenes en regiones de interés, los píxeles que integran una región son clasificados basados en un rasgo en común como son la posición que ocupa dentro de la imagen o su valor en la escala de grises.

Esta técnica se le aplicó a treinta sujetos de prueba, en ocho diferentes regiones de sus extremidades superiores. Cada imagen fue procesada y segmentada de acuerdo a su tonalidad de gris, presentando una imagen binaria de salida, los píxeles de tonalidad blanca representan la región de interés. Se genera una base de datos en donde se almacenan los resultados.

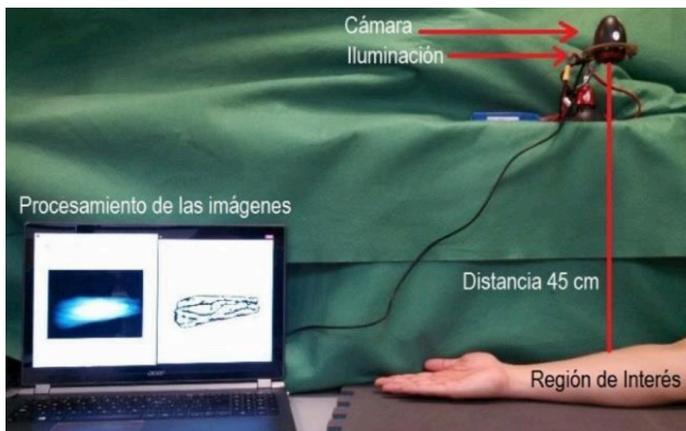
La metodología empleada en este trabajo es descrita en el apartado II. En III se presentan los resultados. Las conclusiones y perspectivas de este trabajo son reportadas en apartado IV.

II. METODOLOGÍA

El sistema propuesto realiza la detección de la distribución de las venas usando imágenes en espectro infrarrojo y presenta como resultado una imagen donde las regiones de interés son aisladas. El diagrama a bloques del sistema es presentado en Figura 1.



a)



b)

FIGURA 1. Diseño funcional del sistema. 1a. Diagrama funcional. 1b. Distribución de los elementos del sistema.

El sistema de adquisición de imágenes en el espectro infrarrojo está basado en una cámara digital comercial, “Green Leaf 18-9805”, que tiene una resolución de imagen de 640x480 píxeles con la capacidad de adquirir imágenes a 30 cuadros por segundo, cuenta con

conexión USB para el envío de imágenes a una computadora, además de venir equipada de fábrica con un filtro de luz que permite el paso de longitudes de onda del espectro visible.

Para la adquisición de imágenes donde se resalte la distribución venosa, es necesario reemplazar el filtro por uno que permita el paso de luz infrarroja dentro del rango sugerido en Figura 2.

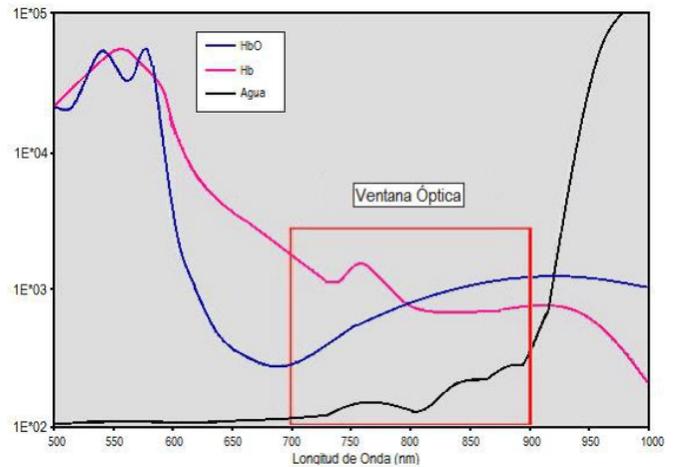


FIGURA 2. Ventana óptica para la detección de venas.

Se utiliza una película fotográfica que ha pasado por el proceso de revelado, permitiendo ser usada como un filtro con para el intervalo de longitudes de onda comprendido entre los 700 y 1200 nanómetros [14]. En la Figura 3 se aprecia resultado del cambio de filtros. En Figura 3a se muestra la escena con el filtro de luz visible en Figura 3b la misma escena con el filtro infrarrojo.



FIGURA 3. Imágenes capturadas con las cámara modificada; 3a Imagen sin filtros, 3b Imagen con filtro IR.

El tipo de iluminación empleada en la construcción del sistema de detección de venas es reflectiva. Se hace incidir luz infrarroja sobre la superficie a explorar, la luz penetra la superficie de la piel, una parte es absorbida por la sangre desoxigenada de las venas y la otra es reflejada. La luz reflejada pasa por un filtro que solo permite el paso de luz infrarroja y es capturada por la cámara, representando las diferentes intensidades de luz en una imagen, esta técnica es conocida como reflectografía. En Figura 4 se muestra un esquema óptico general para la reflectografía IR.

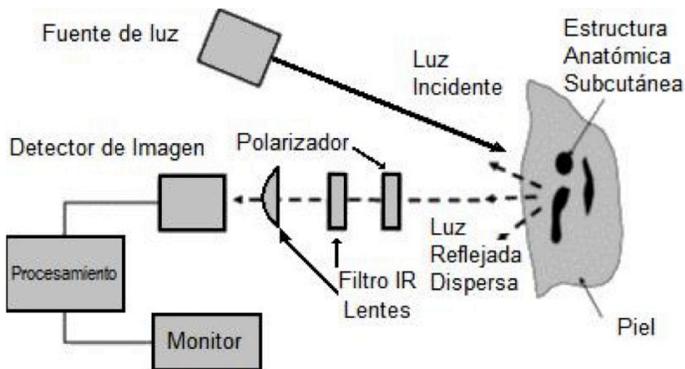
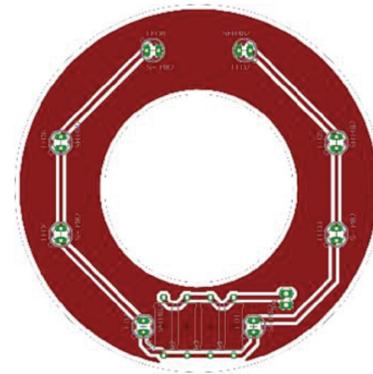


FIGURA 4. Diagrama esquemático del sistema de reflectografía IR.

El filtro IR impide que componentes visibles de la luz sean captadas por la cámara, permitiendo tener condiciones de luz controladas. La luz incidente es generada por un sistema de iluminación infrarroja, que consta de un arreglo de LEDs que suministran longitudes de onda de 830 *nanómetros*. Este arreglo es de tipo circular donde los LEDs se colocaron de manera equidistante, buscando que la iluminación sea uniforme. El sistema de iluminación se montó alrededor de la cámara empleada, ayudando a resaltar la distribución venosa. El diseño circular permite que el arreglo sea montado en la cámara. En la Figura 5 se muestra la cámara modificada y el arreglo de LEDs.



a)



b)

FIGURA 5 a. Circuito impreso del arreglo de LEDs infrarrojos. 5 b. Cámara modificada con el sistema de iluminación acoplado.

Con la finalidad de obtener mejores registros de las venas, se proponen tres tipos de longitudes de onda para el arreglo de iluminación que corresponden a LEDs IR comerciales. Las longitudes de onda de prueba son 720, 830 y 960 *nm*. Una muestra de las imágenes obtenidas por reflectografía utilizando cada una de las longitudes de onda para el sistema de iluminación se encuentra en la Figura 6.

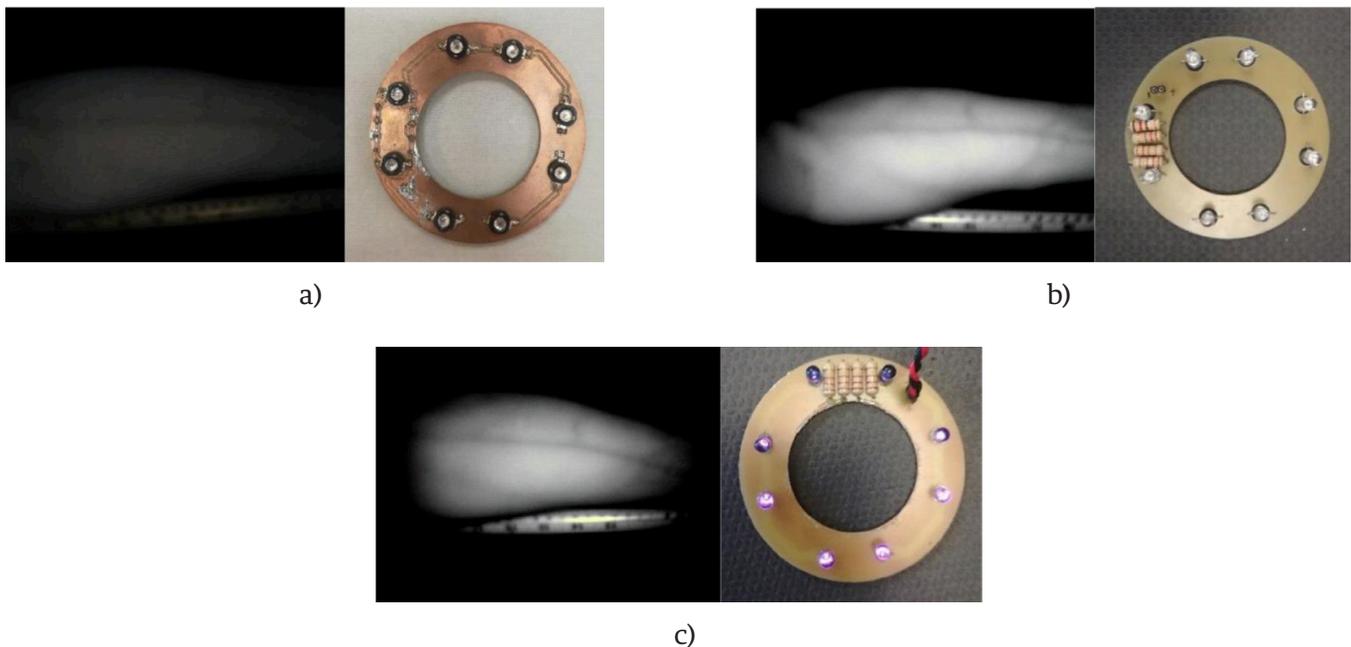


FIGURA 6. Imágenes obtenidas del sistema de reflectografía infrarroja. a. 720 nm b. 830nm y c. 960nm.

Un tópico en el procesamiento de imágenes son filtros de mejora de contraste, los cuales son desarrollados para enfatizar ciertas características o resaltar niveles de grises de interés. Con la finalidad de realzar el contraste entre las venas, la piel y el fondo, se aplica el método de equalización de histograma adaptable. Este método divide la imagen en subsecciones y modifica localmente los valores de los píxeles. Esta modifi-

cación local ha demostrado un mejor desempeño en la mejora de contrastes sobre imágenes que presentan un histograma uniforme ^[15].

Los valores numéricos de los píxeles son modificados mediante una función que se obtiene de la dispersión de los valores numéricos aplicado sobre una de las subsecciones de la imagen. Matemáticamente se define como:

$$s' = (1 - y)((1 - x)g_A(s) + xg_B(s)) + y((1 - x)g_C(s) + xg_D(s)) \quad (1)$$

Donde s es el valor en escala de grises del píxel actual y s' es el valor modificado, g_A, g_B, g_C, g_D son medidas de dispersión (media, moda, varianza) de los píxeles contenidos en las subsecciones correspondientes, de donde A, B, C y D, son los valores numéricos centrales y a su vez x y y son las distancias normalizadas con respecto a los centros.

El siguiente paso en el procesamiento de la imagen es la segmentación. La segmentación es el proceso de agrupamiento de los píxeles basados en alguna característica que tienen en común. Para realizar este proceso se considera

como rasgo común los valores de niveles de intensidad. En el trabajo se han considerado dos métodos para realizar este agrupamiento, el primero es el llamado Fuzzy C-means (FCM) y el segundo un clasificador de tipo Bayesiano.

El algoritmo FCM, propuesto por Bezdek y colaboradores, usa conjuntos difusos de pertenencia para asociar cada píxel con al menos una clase. Dada una imagen $x = \{x_i, \in R^p, i = 1..n\}$, donde $n > 0$ es el número de píxeles y $p > 0$ es la dimensión del conjunto de datos de X , se asigna $c \in N, 2 \leq c \leq n$, como el número de clases en X ^[16].

Estableciendo a $V=\{V_k \in R^p, k= 1..c\}$, como el conjunto de centros de las clases c en la partición difusa; $U= \{u_{ki} \in [0,1], i= 1... n,k= 1...c\}$ es la matriz de partición, donde u_{ki} es el grado de pertenencia difusa de cada pixel x_i a la k^{th} clase y

$$\sum_{k=1}^c U_{ki} = 1, \quad i = 1 \dots n. \quad (2)$$

El problema de clasificación recae en determinar los valores de c y V es decir:

$$(X|U, V) = \sum_{i=1}^n \sum_{k=1}^c u_{ki} \|x_i - v_k\| \rightarrow \min \quad (3)$$

Siendo $\|x-y\|$ la distancia entre los pixeles x con respecto a y en R^p , definida usando la distancia Euclidiana como:

$$\|x - y\|^2 = \sum_{i=1}^p (x^i - y^i)^2 \quad (4)$$

Al utilizar conjuntos difusos para asignar los pixeles a las clases, el algoritmo FCM permite a las clases adyacentes sobreponerse una sobre otra, y entonces ofrecer más información de las relaciones entre los pixeles. Además, al utilizar el factor difuso, m , en su función objetivo ecuación (4), el modelo de clasificación del FCM es más flexible en cambiar sobre regiones sobrepuestas entre las clases [17].

$$J(X|U, V) = \sum_{i=1}^n \sum_{k=1}^c u_{ki}^m \|x_i - v_k\| \rightarrow \min \quad (5)$$

Donde $m, 1 \leq m \leq \infty$, es el factor difuso.

La ecuación 4 puede ser resuelta usando multiplicadores de LaGrange con respecto a (2).

$$V_k = \sum_{i=1}^n u_{ki}^m x_i / \sum_{i=1}^n u_{ki}^m \quad (6)$$

$$u_{ki} = \left(\frac{1}{\|x_i - v_k\|^2} \right)^{\frac{1}{1-m}} / \sum_{j=1}^c \left(\frac{1}{\|x_i - v_j\|^2} \right)^{\frac{1}{1-m}} \quad (7)$$

Para estimar la solución del sistema de ecuaciones (6) y (7), el FCM utiliza un proceso iterativo. Los valores de U son inicializados al azar. Los valores de V son estimados usando (6). Los valores de U son reestimados usando (7) con los nuevos valores de V . Este proceso es iterado hasta un valor convergente.

$$\exists \varepsilon_u > 0, T > 0; \forall t > T.$$

$$\|U_{t+1} - U_t\| = \max_{k,i} \{ \|u_{ki}(t+1) - u_{ki}(t)\| \} < \varepsilon_u \quad (8)$$

$$O, \exists \varepsilon_v > 0, T > 0; \forall t > T.$$

$$\|V_{t+1} - V_t\| = \max_k \{ \|v_{ki}(t+1) - v_{ki}(t)\| \} < \varepsilon_v \quad (9)$$

El segundo método empleado se basa en una clasificación bayesiana, utilizando el algoritmo de máximo valor esperado (EM) ; consiste en construir un modelo de la distribución de niveles de grises Y , de una imagen dada A , como un conjunto de distribuciones más simples, para este estudio se asume que cada clase de la imagen posee una distribución Gaussiana, entonces la distribución de Y será la suma ponderada de funciones Gaussianas [18].

La probabilidad de observar el valor y_i en el pixel i , sabiendo que ese pixel pertenece a la clase k , es:

$$p(y_i | z_i = c_k, \mu_k, \sigma_k) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_k} \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{y_i - \mu_k}{\sigma_k}\right)^2\right) \quad (10)$$

En la ecuación (10), z_i es la clase del pixel i , y Z es la distribución de clases de la imagen. La fórmula de Bayes utiliza ésta probabilidad para encontrar la probabilidad de que el pixel i pertenezca a la clase k , sabiendo que el valor y_i es observado.

$$p(z_i = c_k | y_i, \mu_k, \sigma_k) = \frac{p(y_i | z_i = c_k, \mu_k, \sigma_k) p(z_i = c_k)}{\sum_{k'} p(y_i | z_i = c_{k'}, \mu_{k'}, \sigma_{k'}) p(z_i = c_{k'})} \quad (11)$$

En la ecuación (11), $p(z_i = c_k)$ es la probabilidad inicial del íésimo pixel de pertenecer a la clase k . Con la finalidad de encontrar la clase más correcta para cada pixel, se utiliza la aproximación por Máxima similitud (ML por sus siglas en inglés). Lo que significa buscar estimados de los parámetros Gaussianos μ_k y σ_k , denotados por $\hat{\mu}_k$ y $\hat{\sigma}_k$. Estos parámetros tienen la finalidad de maximizar la función de similitud:

$$\hat{\theta} = \arg \max_{\theta} \ell(\theta; y; z) \quad (12)$$

Donde $\theta = [\mu_k, \sigma_k]_k$, $y = [y_i]_i$, $z = [z_i]_i$, y

$$\ell(\theta; y; z) = \log p(y, z | \theta) = \log \prod_i p(y_i, z_i | \mu_k, \sigma_k) \quad (13)$$

Debido a que la variable Z se desconoce, se utiliza el algoritmo EM. Éste es dividido en dos pasos.

1. Paso E. Partiendo de valores iniciales para los parámetros Gaussianos, se estima con la ecuación (11) la probabilidad que $z_i = c_k$ para cada pixel i .

2. Paso M. Se actualiza $\hat{\theta}$ maximizando la función de similitud modificada dada por:

$$\sum_{i,k} p(z_i = c_k | y_i, \hat{\theta}) \log \left(\frac{1}{\sqrt{2\pi}\sigma_k} \exp\left(-\frac{1}{2}\left(\frac{y_i - \mu_k}{\sigma_k}\right)^2\right) \right) \quad (14)$$

Donde $p(z_i = c_k | y_i, \hat{\theta})$ es estimada en el paso E.

Para actualizar los parámetros de distribución Gaussiana, se deriva la ecuación (11) con respecto a μ_k y σ_k obteniéndose:

$$\frac{\partial \ell'}{\partial \mu} = \sum_{i,k} p(z_i = c_k | y_i, \hat{\theta}) \left(\frac{y_i - \mu_k}{\sigma_k^2} \right) \quad (15)$$

$$\frac{\partial \ell'}{\partial \sigma} = \sum_{i,k} p(z_i = c_k | y_i, \hat{\theta}) \left(\frac{\sigma_k^2 - (y_i - \mu_k)^2}{\sigma_k^3} \right) \quad (16)$$

Igualando a cero (15) y (16) se tiene que:

$$\mu_k = \frac{\sum_{i,k} p(z_i = c_k | y_i, \hat{\theta}) y_i}{\sum_{i,k} p(z_i = c_k | y_i, \hat{\theta})} \quad (17)$$

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Se construyó un sistema de adquisición de imágenes infrarrojas y se generó una base de datos considerándose un total de 30 voluntarios. El rango de edad de los sujetos es de 18 a 25 años, de los cuales 17 son mujeres y 13 son hombres. El espacio donde se realizan las capturas de imágenes es una habitación cerrada que evita el paso de luz solar, y que cuenta con iluminación artificial. La distancia entre el objeto de interés y la cámara es de 45 cm, para garantizar una amplitud de visión horizontal de 28 cm, que cubra la región del antebrazo, dado el ángulo de visión de 35° de la misma. Esta relación se ilustra en la Figura 7.

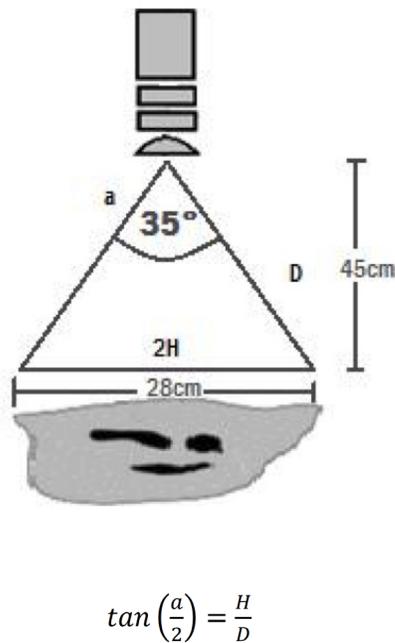


FIGURA 7. Relación del ángulo de visión horizontal (a) con la distancia al objeto (D) y la amplitud de visión (2H).

Un juego imágenes está comprendido por 8 fotografías, 4 imágenes para el brazo izquierdo y 4 para el derecho. La primera imagen capta la región anterior del antebrazo; la segunda se ubica en la región anterior de la palma; la región posterior es considerada para la tercera y cuarta imagen, una de ellas en posición anatómica y en la otra se le pide al usuario cerrar la mano para tensar los músculos y así mejorar la visualización venosa.

Se obtuvieron conjuntos de 240 imágenes por cada uno de los tipos de arreglo de iluminación (720, 830 y 960 nm) respectivamente, siendo el correspondiente a 830 nm en el cual las imágenes presentaron el mayor contraste, al presentar distribuciones de píxeles más definidas (separables) en sus histogramas al compararlos con las de los otros dos conjuntos.

Un juego de imágenes de un sujeto con la iluminación seleccionada de 830 nm, es presentado en la Figura 8.

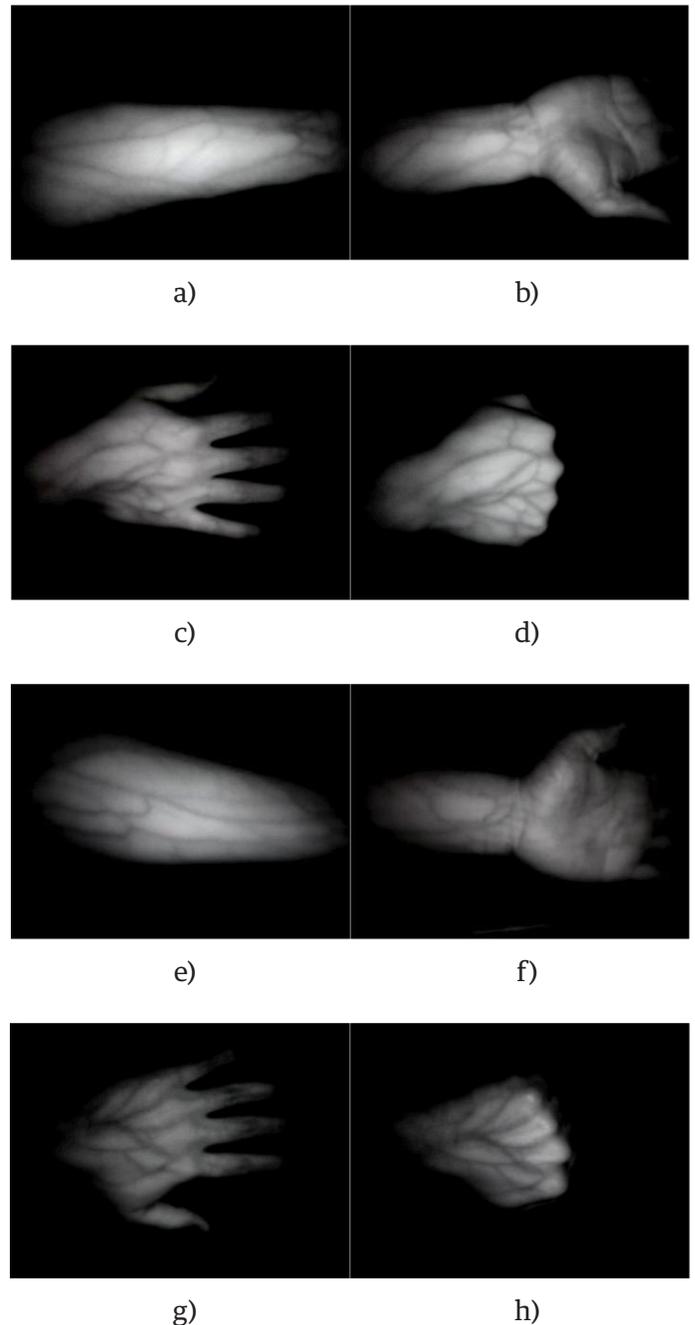
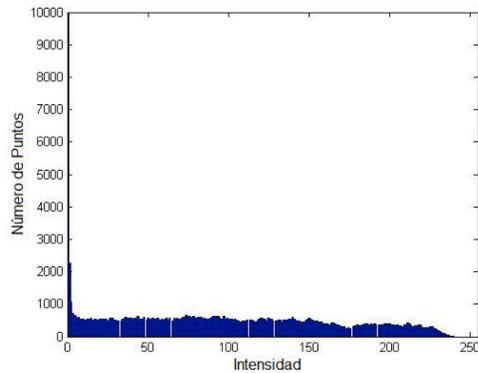


FIGURA 8. Juego de imágenes de un individuo, siguiendo el protocolo señalado. a-d Brazo derecho. e-h Brazo izquierdo.

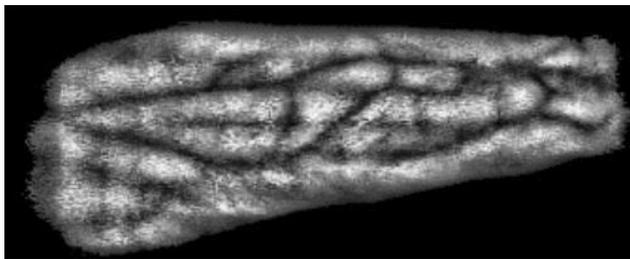
Como resultado de la implementación de la técnica de ecualización adaptable de histograma, se presentan las imágenes en Figura 9.



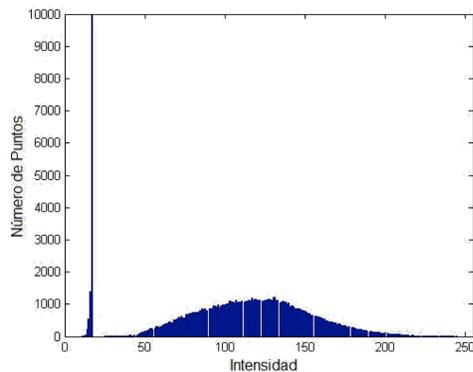
a)



b)



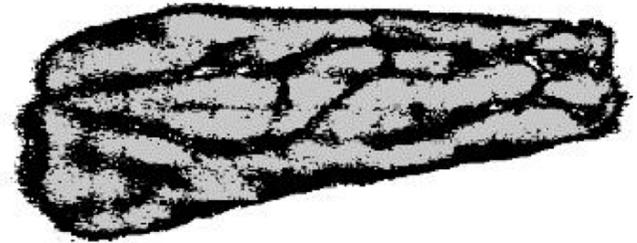
c)



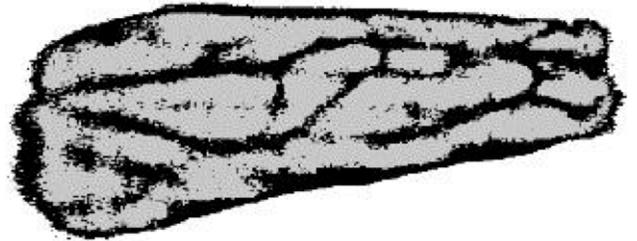
d)

FIGURA 9. Resultado de mejora de contraste por la técnica de eualización adaptable. a Imagen original, b histograma original, c Imagen modificada y d histograma modificado.

Después de realizar la modificación en el histograma se aplican los métodos de clasificación FCM y EM con una función objetivo de separación en tres clases. Los resultados de cada uno de ellos se muestran en la Figura 10 respectivamente.



a)



b)

FIGURA 10. Resultado del procesamiento de la imagen y su segmentación: a FCM y b EM.

Para medir cuantitativamente el resultado del proceso de segmentado se ha seleccionado el método de dispersión de los niveles de grises asociados a los píxeles. Las imágenes que se obtienen con el sistema contienen tres principales objetos o zonas a segmentar, la primera zona a considerar es el fondo de la imagen, esta es la base donde el paciente colocó el antebrazo. La segunda región es la correspondiente al antebrazo sin las venas. La última región es propiamente la distribución venosa.

Para las imágenes segmentadas, con el método FCM, cada píxel tiene un valor numérico que representa la pertenencia a una región. Cuando un píxel tiene un valor alrededor de 0.5 significa que su pertenencia a una zona es imprecisa, por lo contrario, cuando el

valor es cercano a la unidad o a cero tiene la certeza de pertenecer o no a una región. Por lo tanto, si consideramos esta premisa como medida de calidad en el segmentado, podemos argumentar que cuando la cantidad de píxeles, alrededor del valor 0.5, es baja se tendrá una imagen con zonas mejor definidas. El caso, para las imágenes procesadas con el método EM, es similar al descrito para FCM, con la diferencia que los valores en los píxeles representan los valores de probabilidad de que un píxel pertenece a una región.

Para medir la calidad del segmentado de la imagen se ha aplicado el índice lineal de difusividad, el cual fue propuesto por Kaufmann y utilizado en [19], este índice está definido en ecuación (15)

$$\gamma = \frac{2}{MN} \sum_M \sum_N \min(\mu_{MN}, 1 - \mu_{MN}) \tag{18}$$

Los resultados de aplicar este índice a las imágenes de prueba Figura 10 se muestran en la Tabla 1.

TABLA 1. Medición de la difusividad, para evaluar el desempeño de los algoritmos utilizados.

Método	Ambigüedad de la Segmentación	
	Input	output
FCM	0.9137	0.6882
EM	0.9137	0.7165

Para la imagen procesada con el método FCM se obtiene un valor menor en el cálculo del índice lineal difuso, esto indica que la imagen segmentada por este método tiene mejor definición de las zonas reconocidas. Sin embargo, las imágenes han sido presentadas a personal médico y de forma cualitativa, han indicado que las imágenes procesadas con el método FCM tiene una mejor definición del sistema venoso extraído.

Por otro lado, existe diferencia entre los tiempos de ejecución. Los algoritmos son ejecutados utilizando una

computadora con un procesador Intel® Core™ i5-3337U CPU @ 1.80 GHz y 8 GB de memoria RAM mediante el software IDE de MATLAB® 8.1.0.604 instalado en el sistema operativo Windows 8.1 y los resultados de los tiempos de ejecución son mostrados en la Tabla 2.

TABLA 2. Tiempos de ejecución de los algoritmos de clasificación.

Imagen sujeto A**	Fuzzy C-Means		Expectation Maximization*	
	C=3	C=4	$\mu = [5 \ 100 \ 150]$ $\sigma = [2 \ 3 \ 3]$	$\mu = [70 \ 95 \ 130]$ $\sigma = [1 \ 1 \ 1]$
a	1.63 s	1.64 s	6.46 s	6.21 s
b	1.55 s	1.72 s	5.93 s	6.38 s
c	1.53 s	1.57 s	2.88 s	5.14 s
d	1.56 s	1.68 s	2.43 s	4.35 s
e	1.73 s	1.60 s	5.05 s	5.10 s
f	1.54 s	1.60 s	5.41 s	4.98 s
g	1.59 s	1.60 s	2.73 s	4.77 s
h	1.59 s	1.59 s	1.93 s	3.52 s

* Los parámetros Gaussianos son los más significativos para el algoritmo EM.

** Las imágenes son referidas a la Figura 7.

IV. CONCLUSIONES

En este trabajo se presentó un sistema accesible y de bajo costo para la detección de la distribución de las venas, empleando iluminación infrarroja de tipo reflectiva, haciendo uso de la propiedad de la hemoglobina desoxigenada de absorber esta longitud de onda. El filtro elaborado con película fotográfica rebelada demostró su eficiencia al eliminar las longitudes de onda del rango visible, permitiendo el paso en el rango infrarrojo, con lo que se obtuvieron condiciones de iluminación controladas. El arreglo de LEDs infrarrojos ayudó a iluminar de forma uniforme la región de interés mejorando el contraste de las imágenes capturas. La longitud de onda seleccionada, de 830 nm, para el sistema de iluminación presentó el mejor contraste. De las imágenes registradas en la base de datos, se observó que la pigmentación en la piel no es un factor determinante para la obtención de la distribución

venosa, lo que concuerda con los estudios realizados en [6]. Sin embargo, la cantidad de tejido graso subcutáneo afecta la absorción de la luz infrarroja por la sangre venosa, dificultando su detección. Los datos de pigmentación e índice de masa corporal, junto con la edad y sexo, servirán para la realización de un estudio detallado de los patrones de distribución venosa para la investigación y desarrollo futuros de un dispositivo biométrico.

La segmentación que se logra con los algoritmos de clasificación dependen en gran medida de la separabilidad de las clases, ésta es mejorada empleando el método de ecualización de histograma adaptable.

Se han probado dos métodos de clasificación FCM y EM, demostrando un buen desempeño en la tarea de clasificación, el resultado se aprecia en Figura 10.

Los datos presentados en la Tabla 1 y 2 nos muestran que el algoritmo FCM presenta una definición superior y es, en promedio, 2.5 veces más rápido que el EM. Como perspectivas de este trabajo se ha considerado su implementación en un dispositivo portátil de respuesta continua, que proyecte la imagen final sobre la región capturada; por lo tanto es imprescindible minimizar los tiempos de ejecución. Se ha considerado seguir trabajando con el algoritmo FCM debido que presenta el menor tiempo de ejecución.

REFERENCIAS

- [1] S. A. Taheri, "Ultrasonic Vein Detector Implementation for Medical Applications," 2013.
- [2] Ó. F. M. Toro and H. L. Correa, "Identificación biométrica utilizando imágenes infrarrojas de la red vascular de la cara dorsal de la mano," *Ing. e Investig.*, vol. 29, no. 1, pp. 90-100, 2009.
- [3] T. Chakravorty, D. N. Sonawane, Sa. D. Sharma, and T. Patil, "Low-cost subcutaneous vein detection system using ARM9 based single board computer," *ICECT 2011 - 2011 3rd Int. Conf. Electron. Comput. Technol.*, vol. 2, pp. 339-343, 2011. DOI: [10.1109/ICECTECH.2011.5941714](https://doi.org/10.1109/ICECTECH.2011.5941714)
- [4] D. Hejtmankova, R. Dvorak, M. Drahansky, and F. Orsag, "BIOSIGNAL 2010 Method for Finger Veins Detection," pp. 240-243, 2010.
- [5] D. Hejtmánková, R. Dvorak, M. Drahanský, and F. Orság, "A new method of finger veins detection," *Int. J. Bio-Science Bio-Technology*, vol. 1, no. 1, pp. 11-16, 2009.
- [6] N. V Limbad and P. G. D. P. Asstistant, "Vein Pattern Detection System Using Cost-effective Modified IR Sensitive Webcam," *Int. J. Technol. Res. Eng.*, vol. 1, no. 9, pp. 975-979, 2014.
- [7] V. P. Zharov, S. Ferguson, J. F. Eidt, P. C. Howard, L. M. Fink, and M. Waner, "Infrared Imaging of Subcutaneous Veins," *Lasers Surg. Med.*, vol. 34, no. 1, pp. 56-61, 2004. DOI: [10.1002/lsm.10248](https://doi.org/10.1002/lsm.10248)
- [8] A. Shrotri, S. C. Rethrekar, M. H. Patil, D. Bhattacharyya, and K. Tai-hoon, "Infrared Imaging of Hand Vein Patterns for Biometric Purposes," vol. 5, pp. 57-66, 2009. DOI: [10.1007/978-3-642-13365-7_11](https://doi.org/10.1007/978-3-642-13365-7_11)
- [9] F. Suárez-Ruiz, R. Fajardo, and D. Tibaduiza, "Sistema de autenticación de personas a partir de la biometría de las venas de la mano," *III Work. Colomb. Robótica*, pp. 1-6, 2007.
- [10] S. Crisan, J. G. Tarnovan, and T. E. Criuan, "A Low Cost Vein Detection System Using Near Infrared Radiation," *Ieee*, pp. 6-8, 2007. DOI: [10.1109/SAS.2007.374359](https://doi.org/10.1109/SAS.2007.374359)
- [11] M. Wadhvani, A. D. Sharma, A. Pillai, N. Pisal, and M. Bhowmick, "Vein Detection System using Infrared Light," vol. 6, no. 12, pp. 780-786, 2015.
- [12] M. B. Hidalgo, A. Marcotti, and L. Mathe, "Estudio de Factibilidad de un Método No Invasivo para Detección de Venas en Neonatos y Pacientes Pediátricos," 2011.
- [13] R. C. Gonzales and R. E. Woods, *Digital Image Processing*, Third. New Jersey, USA: Pearson, 2008. DOI: [10.9780/22307850](https://doi.org/10.9780/22307850)
- [14] D. Summerhayes, "Digital Infra Red Photography," no. November, 2004.
- [15] V. T. Tom and G. J. Wolfe, "Adaptive histogram equalization and its applications," *Proc. SPIE, Appl. Digit. Image Process. IV*, vol. 354, pp. 204- 209, 1982. DOI: [10.1117/12.965966](https://doi.org/10.1117/12.965966)
- [16] T. J. Ross, *Fuzzy Logic with Engineering Applications*. 2009. DOI: [10.1002/9781119994374](https://doi.org/10.1002/9781119994374)
- [17] T. Le and T. Altman, "A new initialization method for the Fuzzy C-Means Algorithm using Fuzzy Subtractive Clustering," no. April, 2016. DOI: [10.1.1.217.9936](https://doi.org/10.1.1.217.9936)
- [18] P. Suetens, *Fundamentals of Medical Imaging*. 2009. DOI: <https://doi.org/10.1017/CBO9780511596803>
- [19] A. Anzueto-Ríos, J. A. Moreno-Cadenas, and F. Gómez-Castañeda, "Fuzzy Technique for Image Enhancement Using B-spline," México, 2005. DOI: [10.1109/MWSCAS.2009.5235904](https://doi.org/10.1109/MWSCAS.2009.5235904)

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.2.5](https://doi.org/10.17488/RMIB.38.2.5)

Método para medir densidad ósea a partir de conductividad eléctrica calculada por Tomografía de Impedancia Eléctrica

Method for measuring bone density through the electrical conductivity calculated by Electrical Impedance Tomography

M.A. San-Pablo-Juárez¹, E. Morales-Sánchez¹, F. Ireta-Moreno², R. Ávalos-Zúñiga¹, J.J. González-Barbosa¹

¹Instituto Politécnico Nacional. Centro de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología Avanzada unidad Querétaro, Querétaro, México.

²Universidad de Guanajuato. División de Ingenierías campus Irapuato-Salamanca, Guanajuato, México.

RESUMEN

En este trabajo se presenta un método para medir densidad ósea. El método consiste en la medición de conductividad eléctrica de material óseo por medio de Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE). Se hace uso de una celda de prueba con valores simulados de hueso aplicando corrientes y registrando voltajes, para después usar una reconstrucción por retroproyección y generar mapas de conductividad por medio de gráficas. Los datos obtenidos son analizados y a partir de ellos se obtiene una distribución de la medida de conductividad eléctrica del material óseo, que varía dependiendo del grado de porosidad que presenta en cada región. La ventaja de utilizar el método de tomografía de impedancia es que permite medir la conductividad efectiva del hueso porque se mide en todas las direcciones. Por lo tanto es posible determinar porosidad en material óseo usando mediciones de conductividad eléctrica por medio del método TIE propuesto, lo cual permite calcular un valor numérico de densidad ósea.

PALABRAS CLAVE: Densidad ósea, conductividad eléctrica, Tomografía de Impedancia Eléctrica, Retroproyección Equipotencial.

ABSTRACT

In this paper a method to measure bone density was developed. The method consists in the measurement of electrical conductivity of bone by Electrical Impedance Tomography (EIT). A phantom with simulated data of bone is used, applying currents and recording voltages; then a backprojection reconstruction is used to generate maps with graphic conductivity values. The data obtained were analyzed and was obtained a distribution of electrical conductivity of bone, wich varies according to the bone porosity level in each region. A significant advantage of using this method is that is possible to measure electrical conductivity in several directions of the bone, obtaining an effective conductivity. Therefore it is possible to determine the porosity in the bone with measurements of electrical conductivity using the proposed EIT method, this allows to calculate a numerical value for bone density.

KEYWORDS: Bone density, electrical conductivity, Electrical Impedance Tomography, Sheffield Backprojection.

Correspondencia

DESTINATARIO: Eduardo Morales Sánchez

INSTITUCIÓN: Instituto Politécnico Nacional. Centro
de Investigación en Ciencia Aplicada y Tecnología
Avanzada unidad Querétaro

DIRECCIÓN: Cerro Blanco #141, Col. Colinas del
Cimatario, C.P. 76090 Querétaro, Querétaro, México

CORREO ELECTRÓNICO: emoraless@ipn.mx

Fecha de recepción:

21 de octubre de 2016

Fecha de aceptación:

3 de enero de 2017

INTRODUCCIÓN

Existen métodos para medir densidad ósea por varias técnicas, tales como técnicas ópticas a través de una imagen obtenida por rayos X o directamente a través de los datos obtenidos con la transformada de Radon ^[1, 2], pero esta es la primera vez que se reporta un método para poder determinar densidad a través de la conductividad eléctrica ósea. El método está basado en la medición de la conductividad eléctrica del hueso por medio de la Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE).

Los huesos son un tejido de estructura anisótropa, lo que hace difícil su caracterización ^[3]. Las medidas son siempre in-vitro con el tejido inmerso en algún tipo de solución. Este tipo de medidas se han realizado con técnicas a dos puntas y a cuatro puntas, sin embargo en este trabajo se propone usar TIE, donde la distribución de conductividad es reconstruida a partir de una medición alrededor de toda el área de la región, lo que hace que esta sea una medición adecuada para una estructura como es el hueso. Debido a que los valores de conductividad en cada punto de la región son obtenidos desde mediciones de todas las direcciones, se considera a esta como una medición de medio efectivo. Se define entonces la conductividad eléctrica ósea como la medida de conductividad eléctrica en hueso obtenida por la técnica de TIE, esto es, dada una medición de conductividad eléctrica en un área conocida, se debe tener una conductividad eléctrica que está directamente relacionada a un valor de un nivel de porosidad en hueso. Para este caso la conductividad eléctrica es obtenida a partir de las mediciones de potencial eléctrico por medio de TIE.

A pesar de que la densidad se refiere a la masa por unidad de volumen, las técnicas para la medición de densidad ósea miden el contenido mineral en el hueso como una densidad superficial expresada en gramos por centímetro cuadrado (g/cm^2) ^[4, 5, 6]. En este trabajo se define

la densidad eléctrica ósea en función de la conductividad eléctrica ósea y por una unidad de área como:

$$DEO = \frac{\text{Conductividad eléctrica ósea}}{\text{Área del hueso}} \quad (1)$$

que permite calcular un valor numérico de densidad en función de la conductividad eléctrica y el área.

Las técnicas de medición de densidad ósea que utilizan rayos X toman áreas constantes rectangulares predefinidas en valores de mm^2 para sus cálculos. Esto debido a que solo se requieren medir regiones de interés específicas y no de todo el hueso ^[7, 1]. Tales regiones de interés son las que deben ser sustituidas como valor numérico del área del hueso en la ecuación (1).

Conductividad ósea

En general, se considera que un equipo es obsoleto cuando rebasa los 10 años de operación; se observó que el 58% de los equipos de Rayos X, 27% de los equipos de Ultrasonografía, no obstante al cumplir esta condicionante aun permanecen funcionales.

La resistividad del hueso ha sido reportada en trabajos como ^[8], donde se utilizó un método diferencial de medición por medio de una señal eléctrica con una impedancia de referencia para calcular otra de muestra; en ^[9], basado en las mediciones hechas por ^[10], que utilizó mediciones in-vitro con pequeñas corrientes eléctricas y tomó en cuenta la presencia de sangre en la región esponjosa. El estudio del hueso esponjoso (hueso que se sitúa debajo del hueso cortical en huesos compactos) ha sido reportada en ^[11], donde se utilizó un medidor RLC; y en ^[12], donde se reportan mediciones respecto a diferentes partes de un solo hueso y con respecto a diferentes direcciones. Teniendo algunos valores de resistividad medida como se muestra en la Tabla 1.

TABLA 1. Valores de resistividad en hueso.

Autor, año	Resistividad reportada [Ωm]
Geddes, 1967	160 (Humano/Tórax) 18 (Humano) 45.5 (Bovino) 50 (Cerdo)
Barber, 1983	150 (Bovino)
Reddy, 1984	166 (Bovino)
de Mercato, 1988	50 (hueso esponjoso/Bovino)
Saha, 1989	5.5 (hueso esponjoso/Tibia longitudinal) 6.1 (hueso esponjoso/Tibia anterior-posterior) 6 (hueso esponjoso/Tibia lateral-medial)

La conductividad del hueso humano en comparación a la del hueso de bovino ha sido reportada mostrando una similitud en los valores de conductividad para el rango de frecuencias de 1 KHz a 1 MHz en ^[13]. La permitividad del hueso ha sido medida también con valores que van desde los 30-209 a frecuencias de 1 MHz y de 17-23 con frecuencias de 100 MHz ^[14].

En el caso de medidas en humano en ^[15] se reportan las siguientes medidas respectivas a conductividad y permitividad en hueso de tórax (pecho) y otros tejidos y órganos a una frecuencia de 100 KHz.

Es de notar, que la conductividad de la sangre es mucho mayor a la conductividad en hueso, dato que es

de relevancia al considerar que en huesos porosos, éstos orificios están llenos de sangre en vez de tejido óseo ^[10], esto hace pensar que al medir la conductividad de un hueso poroso, esta es de mayor valor.

De acuerdo a lo anterior los datos reportados para la conductividad en hueso varían dependiendo de la técnica que se mida, de la dirección en que se toma la medida, la parte del cuerpo que se realiza o incluso la edad del tejido, se observa que existe una gran dificultad para caracterizar tejido óseo. Es por ello que se propone la técnica de TIE que mide los valores de conductividad en varias direcciones, teniendo así una conductividad eléctrica efectiva de hueso, además la TIE permite medir *in-vivo* y de manera no invasiva.

TABLA 2. Valores de conductividad y permitividad en tejidos humanos.

Material	Conductividad [mS/cm]	Permitividad [$\mu F/m$]
Hueso	0.06	0.0027
Grasa	0.36	0.18
Pulmón	0.4 (Inspiración)	0.22
Músculo Cardíaco	1.0 (Expiración)	0.44
Hígado	2.3 (Transversal)	0.36
Sangre	6.3 (Longitudinal)	0.88

Tomografía de Impedancia Eléctrica

La Tomografía de Impedancia Eléctrica (TIE) es una técnica que produce imágenes de la distribución de la admitividad o conductividad eléctrica de objetos eléctricamente conductivos por medio de la inyección de cantidades conocidas de corriente y midiendo el campo eléctrico resultante en la superficie de un objeto [16]. En este trabajo esta técnica es usada para reconstruir una distribución de conductividad eléctrica enfocada a la medición de una densidad eléctrica ósea.

En la TIE típicamente un conjunto de medidas de voltajes es adquirido en la frontera de una región conductiva, aplicando una secuencia de patrones de corriente de baja frecuencia [17]. Las frecuencias que son inyectadas son del orden de algunos *KHz* y menores a 1 *MHz* [18]. Usualmente se utilizan señales sinusoidales como fuente de corriente. Comúnmente la región donde se inyecta la corriente eléctrica y se miden los potenciales es modelada como una forma circular en dos dimensiones. En la superficie de la región circular del objeto que se estudia son colocados un número finito de electrodos, la distribución de los electrodos de contacto se realiza de forma simétrica en la frontera de la región [19]. Generalmente son utilizados 16 o 32 electrodos, pero en la práctica pueden utilizarse muchos más [20]. En la Figura 1 se muestra un bosquejo de la distribución de electrodos en la superficie de una región circular en dos dimensiones. Se trata de un sistema con 16 electrodos donde en un par de ellos se inyecta corriente y en los demás se mide la diferencia de potencial. La región que se mide se denota como D y la frontera se denota como ∂D .

Para el caso de la Figura 1, la inyección de corriente I se realiza 16 veces. Después de realizar una primera inyección en un par de electrodos, se procede a inyectar la corriente en el siguiente par y se vuelve a medir la diferencia de potencial en los pares de electrodos restantes; este procedimiento se repite hasta completar una vuelta completa. Con los datos obtenidos en las

mediciones de potencial entre pares de electrodos, en este caso denotados como V_i , se reconstruye una distribución de conductividad eléctrica que representa la conductividad que hay dentro del objeto estudiado.

Si los electrodos seleccionados para aplicar la corriente son contiguos, a este tipo de inyección de corriente se le llama adyacente. En esta configuración se tendrán un total de 208 medidas de diferencia de potencial eléctrico, pues son tomadas 16 inyecciones de 13 medidas cada una, donde 104 mediciones son independientes [21]. Si los electrodos son tomados de manera opuesta para la inyección de corriente, a esta configuración se le llama inyección polar. En este tipo de inyección se toman un total de 104 mediciones de potencial, de las cuales solo la mitad son independientes [22].

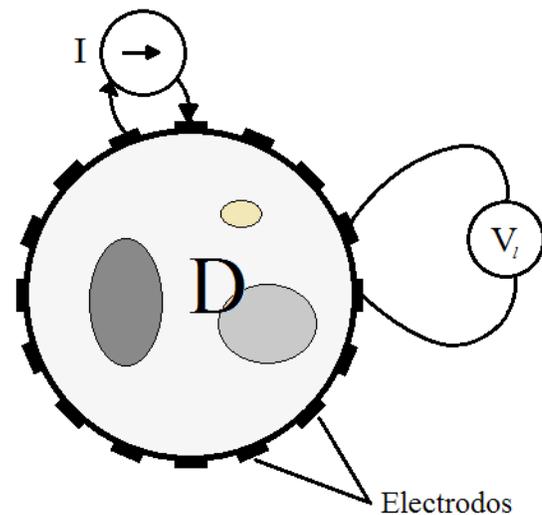


FIGURA 1. Configuración de la inyección de corriente y medición de potencial en TIE.

La ecuación gobernante en TIE es

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = 0 \quad \in D \quad (2)$$

donde Δ es el operador gradiente, $\Delta \phi$ representa el campo eléctrico estático, σ es la conductividad del cuerpo de la región, ϕ es el potencial eléctrico y D

representa el cuerpo que es estudiado [23]. La Ecuación (2) es resuelta para ϕ cada vez que se requiere resolver el llamado problema directo en TIE, donde teniendo el valor de conductividad σ en el dominio de D , al inyectar corriente eléctrica se puede conocer el potencial eléctrico ϕ en ∂D y cualquier punto dentro de D . El método del elemento finito es uno de los métodos más utilizados en TIE para resolver el problema directo.

Para recuperar los valores de conductividad eléctrica la Ecuación (2) debe ser resuelta ahora para σ . Considerando las mediciones de potencial obtenidas al aplicar una corriente conocida en TIE, se hace uso de la solución al problema inverso. El problema inverso consiste en recuperar a partir de las mediciones de potencial σ en ∂D al inyectar una corriente eléctrica, la respectiva conductividad eléctrica dentro de D . Para resolver el problema inverso y reconstruir distribuciones de conductividad se utilizan diferentes métodos y técnicas que se explican a continuación.

Debido a que esta técnica permite medir a partir de proyecciones en todos los puntos, se utiliza para medir conductividad eléctrica de medio efectivo y al mismo tiempo porosidad.

Reconstrucción de la imagen en TIE

Para poder reconstruir una distribución de conductividad eléctrica usando TIE existen técnicas estáticas y diferenciales. Una reconstrucción estática utiliza solo un conjunto de datos para llevar esta a cabo, mientras que la diferencial requiere dos conjuntos de datos y además calcula una diferencia en la conductividad [24]. Existen diferentes técnicas de reconstrucción como la retroproyección equipotencial de Sheffield [9], el

método de Newton-Raphson, Graz Consensus Reconstruction Algorithm (GREIT) [25, 26] y el método del gradiente conjugado [27] entre los principales.

En este proyecto se emplea la técnica de reconstrucción por retroproyección equipotencial, también llamada retroproyección de Sheffield [18], que es un tipo de reconstrucción diferencial.

En la retroproyección equipotencial, para un elemento dado, la sensibilidad máxima medida puede ser encontrada en la intersección de la frontera del objeto y la línea equipotencial que va desde el elemento del cual se requiere conocer su valor en conductividad. Aquí la aproximación se basa en la consideración de que la región D es circular y de conductividad σ constante (para cada elemento finito en el que se haya dividido la región completa). Si utilizamos esta técnica, primero se aplican los patrones de corriente, luego los valores de potencial proyectados en la frontera ∂D son sumados hasta obtener un valor para un pixel (elemento) que representa conductividad. Como las líneas equipotenciales son desconocidas, estas deben ser aproximadas. Se tiene un algoritmo de la forma [28]:

$$\frac{\delta\sigma}{\sigma} = B \frac{\delta V}{V} \quad (3)$$

en donde B es la matriz de retroproyección, $\delta\sigma$ es el valor de la conductividad en un medio perturbado y δV es el valor del potencial para el medio también perturbado. Este es uno de los algoritmos de retroproyección equipotencial más utilizados en TIE, propuesto por [29]. En este trabajo se utilizan adicionalmente los valores de la matriz de retroproyección lineal de Sheffield [9].

METODOLOGÍA

Para la obtención de la densidad ósea a través de la conductividad eléctrica se propone es la siguiente:

- › Analizar cómo será el comportamiento del hueso en una celda de prueba al aplicarle corriente eléctrica. Dado que el hueso presenta cierta conductividad eléctrica, esta pretende ser asociada con una relación numérica de conductividad eléctrica obtenida con TIE, que posteriormente se relacionará con un valor de densidad ósea en función del área de medida. En esta etapa se realiza una simulación de la aplicación de corriente eléctrica. Algunos factores importantes para la simulación son la conductividad del hueso y su permitividad.
- › Una vez simulado el comportamiento de la corriente a través del medio, se debe elegir una configuración de aplicación de corriente eléctrica, polar o adyacente, y se deben realizar las mediciones de potencial eléctrico.
- › Se elije una técnica de reconstrucción de la distribución de conductividad y se recuperan sus valores numéricos, que para una mejor visualización pueden ser desplegados a manera de una imagen tomográfica. El valor calculado de conductividad es un valor efectivo, ya que la técnica la reconstruye a partir de medidas hechas en todas las direcciones. Debido a esta característica es posible decir que el valor de la conductividad es efectivo y es proporcional a la porosidad del hueso tomando el material como un medio efectivo.
- › Se toma un valor típico de conductividad en hueso para ser modelado y simulado en una región conocida y se agregan porosidades dentro de esta para obtener diferentes comportamientos y resultados que puedan servir para determinar la relación de medidas de densidad mineral ósea con respecto a la conductividad eléctrica.
- › Se determina una medida que representa la conductividad eléctrica ósea que se definió en este trabajo y que es una medida de conductividad eléctrica que funciona para materiales como el hueso. A partir de estas medidas se tiene una relación en los cambios de conductividad que es usada para determinar qué tan poroso es el hueso y al mismo tiempo obtener un criterio para medir la densidad.

Para realizar las mediciones de conductividad eléctrica tanto en hueso normal como en hueso con porosidad y así poder validar la medición de conductividad eléctrica a un material de alta impedancia, se realizó el siguiente experimento:

Se modeló una región conocida con valores de conductividad de hueso (real reportada en ^[15]) para aplicar TIE y se graficaron los resultados para hueso sin poros; después se introdujeron poros a la región que simula hueso y se midió el cambio en la conductividad; posteriormente se agregaron más poros y se volvió a medir el cambio en la conductividad. Finalmente se realizó la comparación de los diferentes comportamientos.

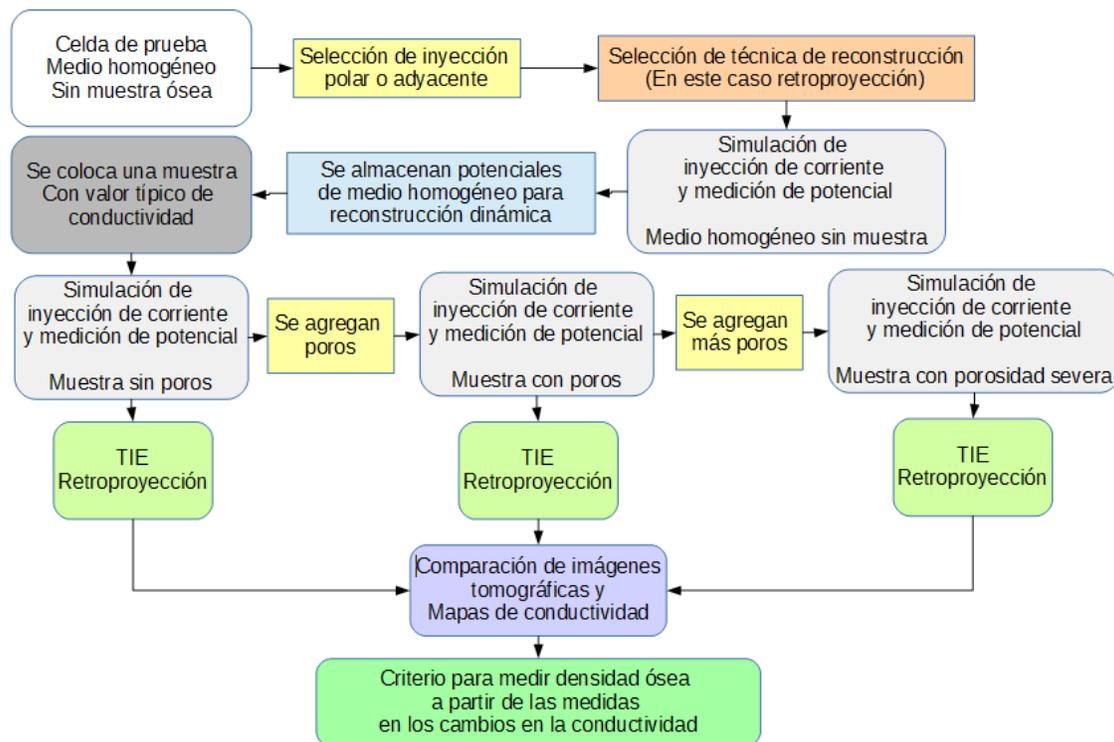


FIGURA 2. Diagrama a bloques de la metodología propuesta para medir densidad ósea a partir de mediciones de conductividad eléctrica.

Modelado

Para modelar el comportamiento de la corriente eléctrica fluyendo a través de hueso, se hace uso de una celda de prueba simulada en una computadora personal. Primero se modela el comportamiento como un problema directo utilizando software que grafica líneas equipotenciales y después se simula el problema inverso por medio de la solución con retroproyección equipotencial programada en lenguaje C.

Para la primera parte se crea una malla de elemento finito en el software Elmer Finite Element Solver con forma circular. En ella se introduce un objeto también circular que modela un objeto con las características de hueso. La

Figura 3 muestra la configuración circular usada para inyectar la señal de corriente, el arreglo de electrodos que se emplea es de 16 electrodos. Se busca medir la distribución de líneas equipotenciales generadas en las inyecciones polar y adyacente de cada par de electrodos.

Los materiales utilizados son agua, con una permitividad relativa de 80.1 y hueso, con una permitividad relativa de 0.0027.

La corriente inyectada en la celda de prueba se hace por medio de la conexión de dos electrodos a una fuente simétrica de voltaje de ± 1 V.

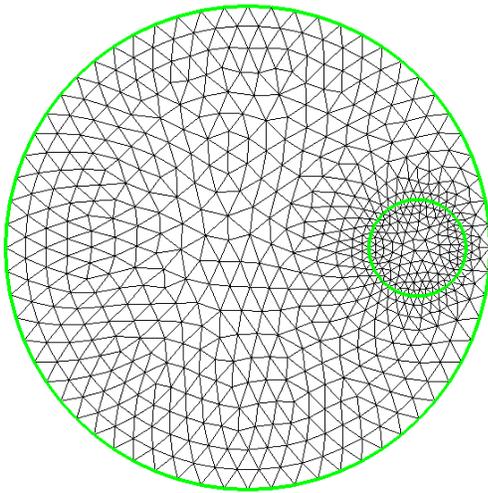


FIGURA 3. Región circular con un objeto de conductividad ósea dentro.

La Figura 4 muestra la inyección de corriente en forma polar, donde se aplica una corriente entre electrodos opuestos; en esta configuración, las líneas equipotenciales permiten ver claramente el objeto dentro de la solución, pero a cambio las líneas equipotenciales presentan una distribución muy cercana entre líneas, hecho que hace que los datos medidos de potencial entre pares de electrodos sean más pequeños.

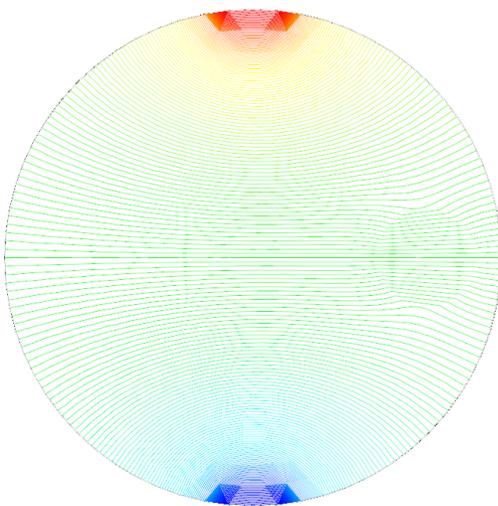


FIGURA 4. Líneas equipotenciales generadas al inyectar corriente en forma polar en una celda de prueba.

La Figura 5 muestra la inyección adyacente de corriente al phantom; el procedimiento se hace inyectando señal de corriente a cada par de electrodos contiguos hasta completar una vuelta. La distribución de líneas equipotenciales muestra claramente que en el objeto las líneas se deforman. Ahora bien, las equipotenciales en la frontera tienen una distribución muy separada mientras más se alejan de los electrodos que inyectan la corriente, y es más abundante cuando se acercan a los electrodos donde se inyecta la corriente. Lo que significa que las medidas de diferencia de potencial eléctrico son más grandes entre pares de electrodos separados a una distancia considerable cuando se conectan 16 electrodos. Se puede observar que la densidad de corriente es mucho mayor entre los electrodos que está siendo inyectada la corriente, y decrece rápidamente en función de la distancia.

Para este trabajo se utilizó Para este trabajo se utilizó la inyección de corriente adyacente porque se hace uso de la matriz de retroproyección de ^[9], que requiere de 208 medidas de potencial eléctrico, además pretende que las medidas de potencial eléctrico se realicen de manera física en trabajos siguientes.

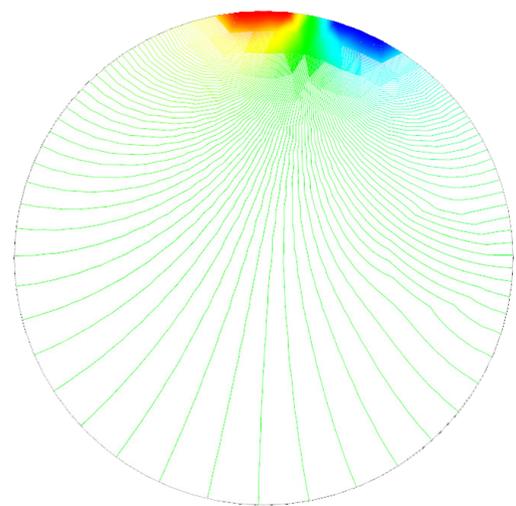


FIGURA 5. Líneas equipotenciales generadas al inyectar corriente en forma adyacente en una celda de prueba.

La técnica de reconstrucción utilizada es la retroproyección lineal de Sheffield, también llamada retroproyección equipotencial. Se utiliza esta técnica porque matemáticamente y computacionalmente es la más sencilla de resolver, al linealizar la ecuación gobernante (2) para resolver el problema inverso; una de sus principales ventajas sobre los métodos de reconstrucción más usados es su rapidez de cómputo en hardware, ya que esta técnica solo usa multiplicaciones y resuelve un sistema lineal.

El método de retroproyección entre líneas equipotenciales ^[9] hace una aproximación lineal de la ecuación de Poisson para pequeñas variaciones en la resistividad respecto a una distribución conocida. El sistema se linealiza respecto a una pequeña perturbación $\delta\sigma$ de la siguiente manera ^[30]:

$$\nabla \cdot (\sigma \nabla \phi) = \sigma \nabla^2 \phi + \nabla \sigma \nabla \phi = 0 \quad (4)$$

con $\sigma = \sigma(x, y)$ una distribución de conductividad dentro de la región D .

Una expresión alternativa para (4) es

$$\nabla^2 \phi_p = \nabla \ln(\sigma) \cdot \nabla \phi_u \quad (5)$$

donde ϕ_p es el potencial conocido para una conductividad inicial, ϕ_u es la perturbación de ese potencial y σ es la conductividad ^[3].

Se programan entonces las operaciones relativas a la Ecuación (3) en lenguaje C, que representan la solución al sistema (5), así primero se calcula

$$V_e = \frac{V_{meas} - V_{ref}}{V_{ref}} \quad (6)$$

que hace la operación para obtener $V_e = \frac{\delta V}{V}$.

V_{meas} es el vector de potenciales medidos en los pares de electrodos, V_{ref} es el vector del potencial de referencia en los pares de electrodos en un medio no perturbado. Así se llega a la ecuación ^[29]

$$\sigma_e = B_M \cdot V_e \quad (7)$$

donde $\sigma_e = \frac{\delta\sigma}{\sigma}$.

El sistema lineal que se programa en el compilador es entonces representado como sigue

$$[\sigma_e]_{912 \times 1} = [B_M]_{912 \times 208} [V_e]_{208 \times 1} \quad (8)$$

donde, σ_e representa un vector de conductividades que contiene los valores de cada elemento discreto en el cual es dividida la región que se mide, B_M es la matriz de retroproyección de ^[9] y V_e es el potencial medido entre pares de electrodos en todas las proyecciones para la técnica de inyección adyacente.

RESULTADOS Y DISCUSIÓN

Tomando el ejemplo de una región circular y un objeto dentro de esta como en la Figura 3 e inyectando la corriente de forma adyacente como en la Figura 5, se procede a obtener medidas de potencial para el material simulando hueso y con la TIE obtener datos de la conductividad eléctrica. Las medidas de potencial registradas se pueden observar en la Figura 6.

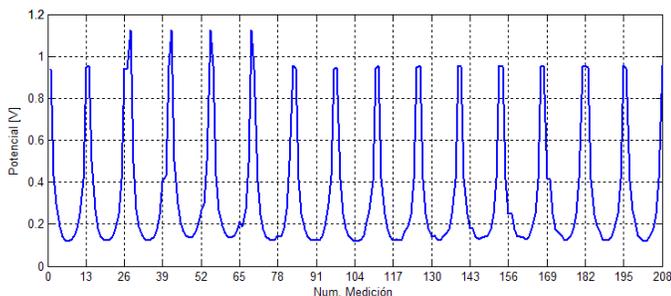


FIGURA 6. Variación del voltaje en las medidas de potencial usando la inyección adyacente.

La Figura 6 muestra las medidas de potencial entre los pares de electrodos en todas las inyecciones de corriente, se puede notar que las medidas de potencial tienen una variación en forma de "u" para cada una de las 13 medidas en las 16 inyecciones de corriente, esto debido a que se trata de una inyección de tipo adyacente, lo que quiere decir que las medidas de potencial tomadas en cada par de electrodos varían en función de cuánto se alejan del par de electrodos que inyectan la corriente; las variaciones no muestran simetría ya que al existir un objeto dentro de la región, las líneas equipotenciales se deforman y se presentan las variaciones en la amplitud de las medidas.

Para este caso se realiza una reconstrucción de tipo diferencial, donde los resultados después de calcular los valores de conductividad, muestran en realidad un cambio en los valores de conductividad de la región que se mide, es decir, si se presentan cambios positivos, se trata de regiones más conductivas, mientras que cambios negativos representan regiones poco con-

ductivas; regiones con valores de 0 en el cambio de conductividad, indican que la conductividad no sufrió cambios respecto a una referencia, siendo las asignaciones de valores de conductividad similares a las usadas en el software EIDORS [31].

Graficando los cambios de conductividad reconstruidos por medio de la retroproyección, se tienen valores positivos y negativos como se muestra en la Figura 7. En la Figura 7 se puede observar que las regiones muy poco conductivas presentan cambios negativos muy pronunciados, es decir, más negativos. Para la conductividad de hueso con valor de $0.06 \text{ mS/cm} = 0.006 \text{ S/m}$ de la Tabla 2, la conductividad recuperada ofrece un cambio muy visible del orden de 0.4 S/m de magnitud. Esta gráfica es usada para realizar un análisis cuantitativo de la variación de conductividad dentro del phantom con hueso.

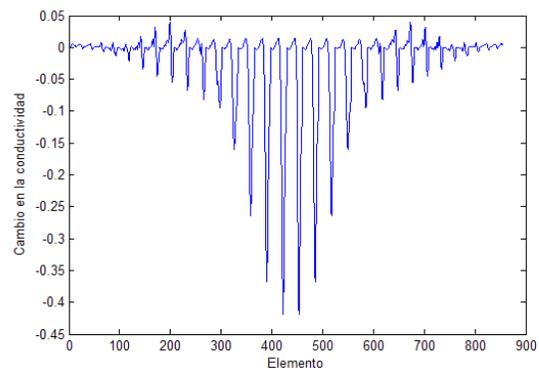


FIGURA 7. Variación de la conductividad para cada elemento en la reconstrucción por retroproyección.

Utilizando la técnica de reconstrucción de retroproyección de Sheffield, y utilizando un mapa de color *jetair* se obtiene la imagen de la Figura 8, donde se muestra una región muy poco conductiva en color rojo, corresponde al objeto de hueso que se colocó en el phantom simulado, se trata de los valores observados en los picos negativos de la Figura 7. Cabe señalar que la imagen tomográfica de la Figura 8 muestra un alto contraste para el valor de conductividad de hueso utilizado.

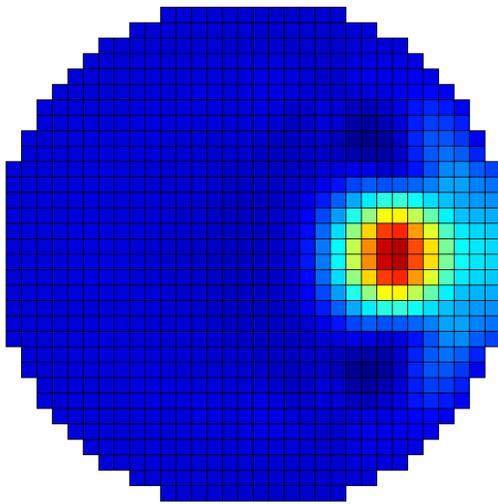


FIGURA 8. Distribución de la conductividad ósea reconstruida con TIE.

Para la simulación de aplicación de TIE en una celda de prueba con hueso dentro, se utilizó una malla de elemento finito de 576 elementos generada en EIDORS. La región modelada como hueso en la malla de elementos finitos se muestra en la Figura 9, donde se aprecia una región que simula un valor de conductividad correspondiente a hueso humano con valor $\sigma = 0.006 \text{ S/m}$. La parte que no es hueso se simula como una solución salina de valor 1 S/m (Valor parecido a la conductividad en pulmones).

La Figura 10 muestra la región de hueso de la Figura 9 con algunos poros de conductividad con valor $\sigma = 6 \text{ S/m}$ (Conductividad de sangre), de manera que simule hueso esponjoso con huecos llenos de sangre que provendrían de los vasos sanguíneos, esto tomando en consideración que al haber pérdida de densidad ósea aún siendo mínima, los pequeños huecos de poros llenarían en gran medida la región completa del hueso haciendo que se presente mayor conductividad. La Figura 11 muestra la reconstrucción por retroproyección de la TIE para la simulación con hueso de la Figura 10. Aunque la simulación se realizó en EIDORS, la imagen reconstruida fue hecha usando el programa de reconstrucción por retroproyección en lenguaje C

programado para realizar TIE. Debido a que se requiere del valor del vector solución de la conductividad eléctrica, se prefirió utilizar este programa que proporcionará de manera más directa estos datos para poder graficarlos. La Figura 12 muestra la región de hueso de la Figura 9 con una mayor cantidad de poros con respecto a la Figura 10.

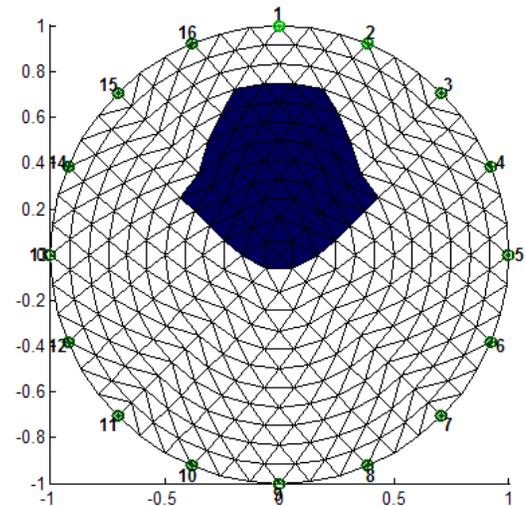


FIGURA 9. Experimento simulando una región de hueso en una celda de prueba.

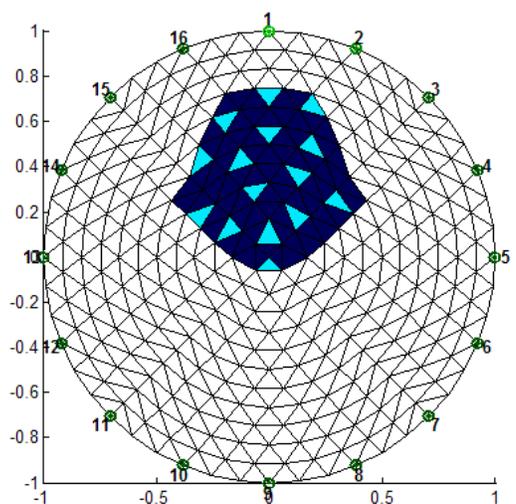


FIGURA 10. Experimento simulando una región de hueso en una celda de prueba con porosidades dentro del hueso.

La Figura 13 muestra la distribución de conductividad eléctrica recuperada para el caso de un hueso muy poroso de acuerdo a la configuración de la Figura 12. Se puede observar que la variación en la tonalidad de color respecto a la imagen reconstruida de hueso poroso de la Figura 11 es muy notable; tal cambio de color representa el cambio en el valor de conductividad para los diferentes tipos de hueso. Utilizando este método cualitativo, se puede observar a primera instancia que la imagen muestra un cambio en la conductividad si se compara el cambio de color que existe: a mayor porosidad la distribución es más conductiva.

La Figura 14 muestra la relación de cambio en la conductividad medida para cada elemento de conductividad reconstruido, para los casos de hueso sin poros, hueso poroso y hueso poroso severo. Se puede observar que para un caso de hueso no poroso, la variación es mucho mayor y con magnitudes de valores más negativos (materiales menos conductivos presentan cambios más negativos), mientras que para un hueso que presenta porosidad, la variación disminuye y el cambio en la conductividad se vuelve menos negativo, lo que quiere decir que la presencia de poros hace que el hueso tenga menos densidad y presente más huecos llenos de fluido conductivo (como sangre).

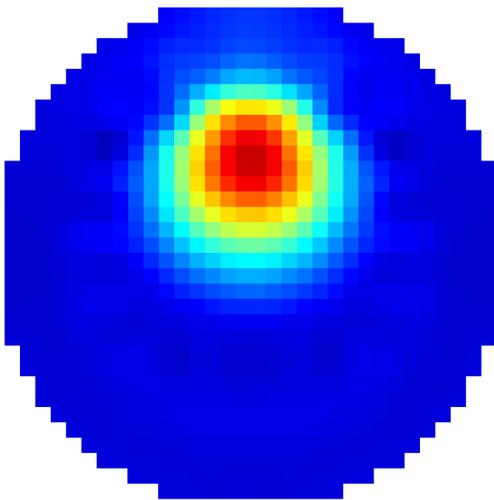


FIGURA 11. Reconstrucción tomográfica usando TIE para el caso de porosidad en hueso.

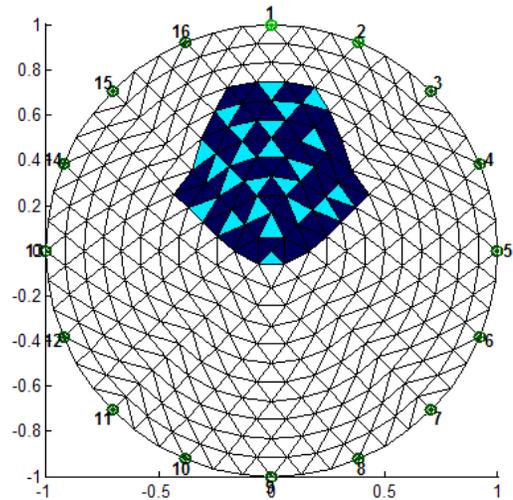


FIGURA 12. Experimento simulando una región de hueso con porosidad severa en una celda de prueba.

En un hueso poroso se observaron variaciones de hasta -2.66 en su cambio de conductividad, mientras que en hueso sin poros se tuvieron valores de hasta -3.55 en el cambio. La razón por la cual el valor es menor en el cambio es debido a que la conductividad aumenta de acuerdo al valor de los poros que ahora contienen sangre, recordemos que la referencia es la solución salina. Algo que se observó en las simulaciones hechas, es que la magnitud del valor en la conductividad también varía respecto al área que se está considerando; si se simula un área pequeña de hueso, la magnitud en los valores de cambio es menor que si se simula un área mayor, donde los cambios en la magnitud son mayores; esto quiere decir que se debe tener en consideración el área del hueso que se está midiendo, ya que además de mostrar picos más negativos en la gráfica de cambio de conductividad, la porosidad se podrá medir también en función de un área observando la magnitud de esta.

Cabe mencionar que si se hubiera utilizado una técnica estática de reconstrucción para la TIE, no se hablaría de cambios en la conductividad, sino de la conductividad reconstruida directamente en unidades de S/m . En tal caso la relación de cambio sería siempre positiva y necesitarían escalarse los resultados. De igual forma, para

una reconstrucción estática, los valores en conductividad permitirían la aplicación directa de la ecuación (1), que calcula el valor de densidad eléctrica ósea para cada elemento en la que está dividida la región (para pequeñas áreas de $8,836 \times 10^{-5} m^2$ en esta simulación).

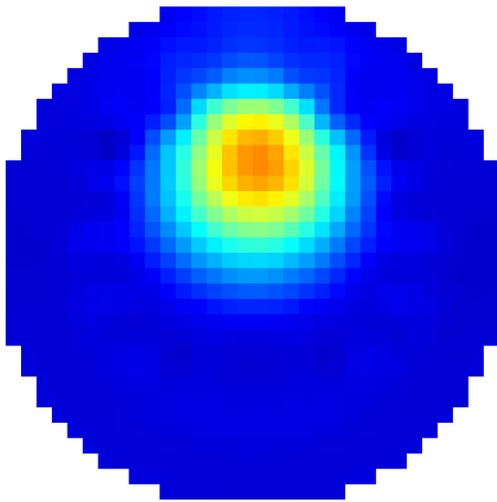


FIGURA 13. Reconstrucción tomográfica usando TIE para el caso de porosidad severa.

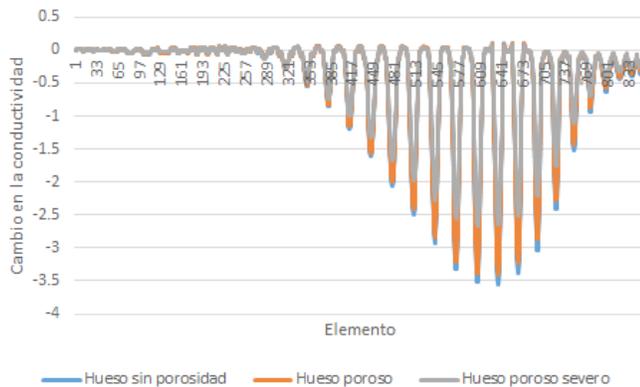


FIGURA 14. Relación de cambio de conductividad para los casos de hueso normal, hueso poroso y hueso poroso severo para cada elemento.

Para este caso se optó por una técnica dinámica de reconstrucción porque de esta manera se hace más fácil notar el cambio en la conductividad en hueso dada su alta impedancia y de esta manera acotar la medición

para la parte negativa referente a los materiales no conductivos y la positiva para los conductivos, siendo prioridad de análisis los no conductivos porque el material óseo es de este tipo. En cualquier caso el comportamiento de la densidad eléctrica ósea es similar y para relacionarlo solo es necesario aplicar un factor de escala que se puede obtener a partir de ecuaciones paramétricas. El análisis se hará en un futuro para validar experimentalmente el método propuesto.

CONCLUSIONES

Las mediciones de conductividad eléctrica por medio de TIE dan una lectura que es resultado de medir potencial a partir de inyecciones de corriente en varias direcciones, por tanto el resultado no varía dependiendo de la dirección en que se mida (al menos para un plano de medición) y es posible entonces obtener un valor de conductividad efectiva para un material anisotrópico como el hueso.

El uso de la retroproyección equipotencial hace más fácil encontrar una distribución de conductividad en hueso respecto a las técnicas no lineales como el método de Newton-Raphson, GREIT o las técnicas que se basan en calcular el jacobiano, debido a que la retroproyección es rápida y simple en el cálculo de la conductividad eléctrica.

Un resultado importante en la simulación realidad en este trabajo, es que la medición de la conductividad eléctrica está relacionada con la porosidad del hueso. Por ello se define una densidad eléctrica ósea DEO como el cociente de la conductividad eléctrica entre el área del hueso. Esta DEO es una medida de la porosidad o calidad del hueso.

AGRADECIMIENTOS

Los autores expresan su gratitud al Instituto Politécnico Nacional por el apoyo dado en los proyectos SIP 20151350, SIP 20161290 y SIP 20171461. Gracias a CONACYT por la beca (CVU/Becario) 350051/237150.

REFERENCIAS

- [1] A. Vijay, N. Shankar, C. Liges, and M. Anburajan, "Evaluation of osteoporosis using ct image of proximal femur compared with dual energy x-ray absorptiometry (dxa) as the standard," *Electronics Computer Technology (ICECT)*, 2011 3rd International Conference on, 2011. DOI: [10.1109/ICECTECH.2011.5941767](https://doi.org/10.1109/ICECTECH.2011.5941767)
- [2] R. Cierniak, *X-Ray Computed Tomography in Biomedical Engineering*. Springer, 2011. DOI: [10.1007/978-0-85729-027-4](https://doi.org/10.1007/978-0-85729-027-4)
- [3] F. J. Rosell, "Tomografía de impedancia eléctrica para aplicaciones médicas," Ph.D. dissertation, Universidad Politécnica de Cataluña, 1989.
- [4] L. L. Seeger, "Bone density determination," *Spine*, vol. 22, no. 24, pp. 49S-57S, 1997. DOI: [10.1097/00007632-199712151-00009](https://doi.org/10.1097/00007632-199712151-00009)
- [5] K. Ott, "Osteoporosis and bone densitometry," *Radiologic Technology*, vol. 70, no. 2, p. 129, 1998.
- [6] Z. Kareen, M, "Reliability and validity of body composition and bone mineral density measurements by dxa," Master's thesis, Virginia Polytechnic Institute and State University, 2002.
- [7] H. Sievänen, P. Oja, and I. Vuori, "Precision of dual-energy x-ray absorptiometry in determining bone mineral density and content of various skeletal sites," *J. Nucl. Meth.*, vol. 33, no. 6, pp. 1137-42, 1992.
- [8] G. Reddy and S. Saha, "Electrical and dielectric properties of wet bone as a function of frequency," *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, vol. BME-31, no. 3, pp. 296-302, 1984. DOI: [10.1109/TBME.1984.325268](https://doi.org/10.1109/TBME.1984.325268)
- [9] D. Barber and B. Brown, "Applied potential tomography," *Journal of Physics E: Scientific Instruments*, 1984. DOI: [10.1088/0022-3735/17/9/002](https://doi.org/10.1088/0022-3735/17/9/002)
- [10] L. Geddes, "The specific resistance of biological material-a compendium of data for biomedical engineer and physiologist," *Med. and Biol. Engng.*, vol. 5, pp. 271-293, 1967. DOI: [10.1007/BF02474537](https://doi.org/10.1007/BF02474537)
- [11] S. Saha and P. Williams, "Electric and dielectric properties of wet human cancellous bone as a function of frequency," *Annals of Biomedical Engineering*, vol. 17, pp. 143-158, 1989. DOI: [10.1007/BF02368024](https://doi.org/10.1007/BF02368024)
- [12] G. de Mercato and F. García Sánchez, "Dielectric properties of fluid-saturated bone: A comparison between diaphysis and epiphysis," *Med. and Biol. Eng. and Comput.*, vol. 26, no. 3, pp. 313-316, 1988. DOI: [10.1007/BF02447087](https://doi.org/10.1007/BF02447087)
- [13] C. Gabriel, S. Gabriel, and E. Corthout, "The dielectric properties of biological tissues: I. literature survey," *Psyl. Med. Biol.*, vol. 41, no. 11, pp. 2231-2249, 1996. DOI: [10.1088/0031-9155/41/11/001](https://doi.org/10.1088/0031-9155/41/11/001)
- [14] M. J. Schroeder, A. Sadasiva, and R. Nelson, "An analysis on the role of water content and state on effective permittivity using mixing formulas," *Journal of Biomechanics, Biomedical and Biophysical Engineering*, vol. 2, 2008.
- [15] J. Mueller and S. Siltanen, *Linear and Nonlinear Inverse Problems with Practical Applications*. Society for Industrial and Applied Mathematics, 2012. DOI: [10.1137/1.9781611972344](https://doi.org/10.1137/1.9781611972344)
- [16] M. Molinari, "High fidelity imaging in electrical impedance tomography," Ph.D. dissertation, University of Southampton, 2003.
- [17] N. Polydorides, "Image reconstruction algorithms for soft-field tomography," Ph.D. dissertation, University of Manchester Institute of Science and Technology, 2002.
- [18] D. Holder, *Electrical Impedance Tomography: Methods, History and Applications*. Institute of Physics Publishing, 2005.
- [19] S. Krueger-Ziolek, B. Schullcke, J. Kretschmer, U. Müller-Lisse, K. Möller, and Z. Zhao, "Positioning of electrode plane systematically influences eit imaging," *Physiological Measurement*, vol. 36, no. 6, 2015. DOI: [10.1088/0967-3334/36/6/1109](https://doi.org/10.1088/0967-3334/36/6/1109)
- [20] V. Cherepenin, Y. Gulyaev, A. Korjnevsky, S. Sapetsky, and T. Tuykin, "An electrical impedance tomography system for gynecological application git with a tiny electrode array," *Physiol. Meas.*, 2012. DOI: [10.1088/0967-3334/33/5/849](https://doi.org/10.1088/0967-3334/33/5/849)
- [21] W. Breckon, "Image reconstruction in electrical impedance tomography," Ph.D. dissertation, Manchester Institute for Mathematical Sciences, 1990.
- [22] B. Graham, "Enhancements in electrical impedance tomography (eit) image reconstruction for 3d lung imaging," Ph.D. dissertation, University of Ottawa, 2007.
- [23] X. Zhang, G. Xu, S. Zhang, Y. Li, Y. Guo, Y. Li, Y. Wang, and W. Yan, "A numerical computation forward problem model of electrical impedance tomography based on generalized finite element method," *IEEE Trans. on Magnetics.*, 2014. DOI: [10.1109/TMAG.2013.2285161](https://doi.org/10.1109/TMAG.2013.2285161)
- [24] A. Adler, "Measurement of pulmonary function with electrical impedance tomography," Ph.D. dissertation, UNIVERSITÉ DE MONTRÉAL, 1995.
- [25] A. Adler, J. Arnold, R. Bayford, A. Borsic, B. Brown, P. Dixon, T. Faes, I. Frerichs, H. Gagnon, Y. Gärber, B. Grychtol, G. Hahn, W. Lionheart, A. Malik, R. Patterson, J. Stocks, A. Tizzard, N. Weiler, and G. Wolf, "Greit: a unified approach to 2d linear eit reconstruction of lung images," *Physiol. Meas.*, vol. 30, 2009. DOI: [10.1088/0967-3334/30/6/S03](https://doi.org/10.1088/0967-3334/30/6/S03)
- [26] B. Grychtol, B. Müller, and A. Adler, "3d eit image reconstruction with greit," *Physiol. Meas.*, vol. 37, no. 6, pp. 785-800, 2016. DOI: [10.1088/0967-3334/37/6/785](https://doi.org/10.1088/0967-3334/37/6/785)
- [27] W. Lionheart, "Eit reconstruction algorithms: pitfalls, challenges and recent developments," *Physiol. Meas.*, vol. 25, pp. 125-142, 2004. DOI: [10.1088/0967-3334/25/1/021](https://doi.org/10.1088/0967-3334/25/1/021)
- [28] M. Vauhkonen, "Electrical impedance tomography and prior information," Ph.D. dissertation, Kuopio University, 1997.
- [29] F. Santosa and M. Vogelius, "A backprojection algorithm for electrical impedance imaging," *SIAM J. Appl. Math.*, vol. 50, pp. 216-243, 1990. DOI: [10.1137/0150014](https://doi.org/10.1137/0150014)
- [30] Q. Chen, Z, "Reconstruction algorithms for electrical impedance tomography," Ph.D. dissertation, University of Wollongong, 1990.
- [31] A. Adler and W. R. Lionheart, "Uses and abuses of eiders: an extensible software base for eit," *Physiological measurement*, vol. 27, no. 5, 2006. DOI: [10.1088/0967-3334/27/5/S03](https://doi.org/10.1088/0967-3334/27/5/S03)

[dx.doi.org/10.17488/RMIB.38.2.6](https://doi.org/10.17488/RMIB.38.2.6)

Experiencia en la Elaboración de un Inventario Funcional de Equipo de Imagenología

Experience in the Development of a Functional Inventory of Imaging Medical Equipment

G. A. Martínez-Chávez¹

¹Instituto Mexicano del Seguro Social/ Delegación Ciudad de México Sur IMSS /Jefatura de Servicios Médicos/Coordinación de Gestión Médica/Ingeniero Biomédico Delegacional.

RESUMEN

En nuestro México las Instituciones de salud han ganado experiencia en la administración de sus procesos; para muchos la clave del éxito está en la gestión de los recursos existentes, a medida que estos sean los adecuados, su eficacia será mayor. El presente documento pretende brindar un procedimiento que apoye las funciones de planeación y toma de decisiones de equipos de imagenología, bajo el criterio de contar con un inventario funcional de equipo de Rayos X en las unidades de atención médica de la Delegación Sur del Instituto Mexicano del Seguro Social (IMSS) de la Ciudad de México. Los resultados obtenidos permiten conocer las necesidades de modernización de la infraestructura tecnológica instalada y su distribución; así como planear su renovación y conservación para contribuir en el proceso de mejora de la calidad de los servicios de salud. Se analiza su distribución geográfica, edad media de funcionamiento y su productividad. En el inventario se detectaron 198 equipos relevantes, de los cuales los equipos de Rayos X de 500 y 300 *mA* son los más abundantes (43.94%) seguidos de los de Ultrasonografía (29.80%) y las unidades de radiología y fluoroscopia (21.21%). Los datos presentados deben ayudar a una mejor planeación en la adquisición de los equipos médicos dentro de la Delegación.

PALABRAS CLAVE: Inventario, equipo médico, gestión médica, imagenología.

ABSTRACT

Healthcare institutions in Mexico have gained experience in the administration of their processes. The key to success lies in the management of existing resources, as long as these are adequate, their effectiveness will be greater. This document aims to provide a procedure that supports the planning and decision-making functions of imaging equipments, under the criterion of having a functional inventory of X Ray equipment in medical care units of South Delegation of the Mexican Institute of Social Security (IMSS) of Mexico City. In this report it is described the type of equipment used in radiology and other imaging services. Its geographical distribution, average functional age and its productivity are analyzed. The Inventory reported 198 pieces of radiology equipment, equipments of 300 mA or 500 mA the most common type (43.94%) followed by ultrasound (29.80%) and fluoroscopy units (21.21%). Follow-up in the inventory should help in planning the acquisition and maintenance of medical equipment within the Delegation.

KEYWORDS: Inventory, medical equipment, medical management, imaging.

Correspondencia

DESTINATARIO: Gustavo Adolfo Martínez Chávez
DIRECCIÓN: Eje Vial Eje 5 Sur (Purísima) #1174,
Iztapalapa, El Triunfo, C.P. 09430, Ciudad de México,
CDMX, México
TELÉFONO: (552) 300-7836
CORREO ELECTRÓNICO: gustavo.martinezc@imss.gob.mx

Fecha de recepción:

23 de enero de 2017

Fecha de aceptación:

18 de abril de 2017

I. INTRODUCCIÓN

Durante la realización del presente trabajo se concibió la idea acerca de la Gestión de Equipo de Imagenología, dada su complejidad y diversidad se considera necesario poder contar con información fidedigna que fortalezca su operación, y no simplemente tratarse como un problema de egresos, ya que sería un error no reconocer el hecho de una adecuada gestión de estas tecnologías, contribuye de manera importante con el mejoramiento de la relación costo beneficio y el mejoramiento de la calidad y cobertura de los servicios prestados.

En la bibliografía internacional se encuentran experiencias tanto en países desarrollados como en vías de desarrollo, que han demostrado que la aplicación de alguno de estos modelos de gestión, ajustados a las propias necesidades del sector, han posibilitado su realización en un trabajo que a corto plazo ha permitido el logro de los objetivos fundamentales de cualquier modelo de este tipo, como son mejorar la calidad y cobertura de los servicios de salud, disminuir los costos de adquisición, instalación, operación, mantenimiento, al igual que la reposición de equipo médico.

Es por ello que cada día la evaluación de la tecnología de equipo médico se convierte en un proceso de interés para las Instituciones Rectoras y prestadoras de servicios de salud en la República Mexicana, ya que con ello se busca examinar y fortalecer las bondades de la infraestructura instalada empleada en la atención de los servicios de salud en que se engloban algunos de los siguientes conceptos:

- a. La seguridad de instalaciones y equipamiento.
- b. Factibilidad del empleo de este tipo de tecnologías de acuerdo a las necesidades reales de la Institución.
- c. Indicadores de uso.
- d. Impacto social, económico, ambientales y éticos de las unidades prestadoras de servicios.

La importancia de la realización, operación y actualización continua de un inventario de equipo médico es parte esencial de un sistema eficaz de gestión de tecnologías en salud. Ya que este mecanismo es el reflejo fiel de la situación que guarda la operación de los equipos médicos en la unidad de atención médica.

La experiencia vertida en el presente trabajo, tiene el objetivo fundamental de promover e impulsar la resolución acerca de la problemática para la gestión de equipo médico está presente a lo largo y ancho de nuestro territorio nacional.

Su propósito esencial es que la gestión o administración de los equipos médicos se realice de forma eficiente y profesional por parte de los responsables que la llevan a cabo o bien de áreas especializadas en los departamentos de ingeniería biomédica, administración, planeación y finanzas, de manera que los equipos médicos cumplan con su cometido de ser parte del proceso de atención a la salud.

Para ello es primordial el aprovechamiento de los recursos invertidos de una forma más eficiente y racional, para garantizar su utilidad en la mejoría de la salud y de la calidad de vida de los mexicanos, al mismo tiempo que se procure la mejor asignación y utilización de todos los recursos implicados en ello.

Con este proyecto se pretende fortalecer los procedimientos médicos de prevención, diagnóstico y tratamiento de enfermedades que de manera directa o indirecta están relacionadas con el empleo y uso adecuado de equipos médicos existentes en las unidades médicas de primer y segundo nivel de atención de la Delegación.

Todo lo anterior como parte de las directrices enmarcadas en las estrategias de salud que permitan garantizar la calidad en la prestación de los servicios médicos de nuestro país.

II. METODOLOGÍA

Para poder obtener un diagnóstico situacional del equipo de imagenología que se adapte a la realidad operativa de las unidades del IMSS, se partió de la premisa que dicho inventario debería permitir la identificación y evaluación del equipo existente y de esta manera poder contar con información que permitiera la realización de un análisis de parámetros tales como; tipo, cantidad de equipos instalados, aplicación, estado funcional, características técnicas, niveles de riesgo de la tecnología, recurso humano disponible, niveles de capacitación y bitácoras de mantenimiento principalmente.

Durante la etapa de campo se observó que en la mayoría de las unidades visitadas no contaban con información de manera organizada, y aquellas unidades que contaban con un inventario físico lo hacían de manera inapropiada; ya que se encontraban mezclado el equipo médico con los demás bienes como mobiliario, equipo industrial de laboratorio, instrumental, e insumos principalmente. Hecho que limita por sí mismo la planificación de las tareas operativas y administrativas del equipo médico.

Por tal motivo se decidió enfocar y diseñar el proyecto para realizar un nuevo inventario que fuera funcional en lo referente al equipo de imagenología; considerando los parámetros que serían los más adecuados como oportunos en la toma de decisiones para la adquisición, instalación, mantenimiento, operación, productividad del equipo y la relevancia para los programas prioritarios del Instituto y de la Delegación; conforme a los puntos siguientes.

- Se realizaron encuestas y entrevistas a todos los administradores, jefes y personal de mantenimiento de las unidades médicas de la Delegación.
- Se aplicaron encuestas al personal operativo mediante un muestreo de aquel equipo basado en la importancia y cantidad de personal asignado a su operación (médicos y enfermeras).

- Se contabilizaron los equipos médicos y electro médicos, tanto propios como en comodato, pertenecientes a cada uno de los Hospitales y Unidades de Medicina Familiar.
- Se analizaron los datos mediante el empleo de herramientas estadísticas y administrativas considerando los estándares utilizados en la estadística descriptiva, dentro de un contexto práctico para poder recolectar, ordenar, analizar y representar un conjunto de datos, con el fin de describir apropiadamente las características de éstos.

III. RESULTADOS

A. Distribución del Equipo de Imagenología

El inventario hizo evidente la diversidad de equipos de imagenología disponibles para apoyar diagnósticos: se identificó un total de 198 equipos relevantes, de los cuales, los de radiología son los más abundantes (43.94%), seguidos de los de ultrasonografía (29.80%), al igual que las unidades radiológicas y fluoroscópicas (21.21%). La Tabla 1 presenta la distribución de los equipos valorados.

TABLA 1. Equipos de imagenología por tipo y distribución.

Equipos de imagenología					
CONCEPTO	Ultrasonidos	Radiología	Radiología y fluoroscopia	Tomografía	Resonancia
EQUIPO	59	87	42	9	1
%	29.80%	43.94%	21.21%	4.55%	0.51%

Los equipos de tomografía y resonancia magnética, al ser de muy alta especialidad y costo, representan el 5%. El número y tipo de equipo muestran una enorme diversidad y grados de sofisticación tecnológica, de ahí que en algunos casos se disponga sólo de un número reducido de equipos. En la Figura 1 se muestra la distribución de tomógrafos y resonancia magnética.

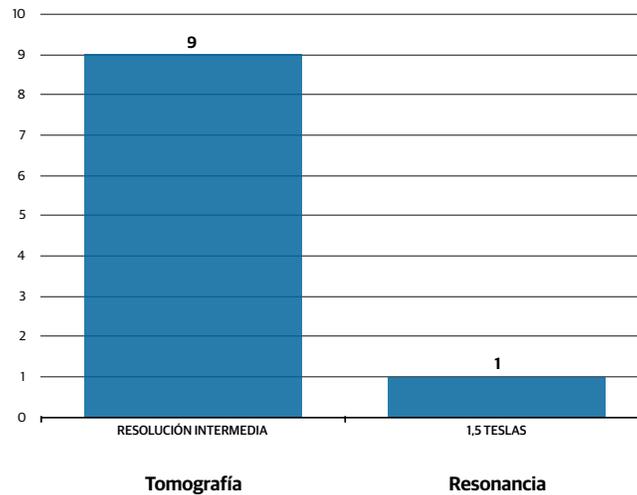


FIGURA 1. Distribución de Equipos de Tomografía y Resonancia Magnética. En este tipo de servicio los equipos tienen la finalidad de establecer o confirmar un diagnóstico preciso, mediante la obtención de diversas imágenes del cuerpo humano. Debido a los avances tecnológicos, la calidad e información que se puede obtener con los diversos métodos de diagnóstico por imagen, es cada vez mayor y más precisa, por lo que en la actualidad se hace necesaria su disponibilidad en toda unidad de atención médica.

En vista de que los equipos de Rayos X y los de ultrasonografía son los más comunes y necesarios en la práctica médica, el rango de población servida por cada equipo y que de acuerdo al indicador implementado esta fluctúa entre los 20 Mil y 220 Mil derechohabientes adscritos a Unidad de Medicina Familiar; sin embargo dado que los tomógrafos son equipos de alta especialidad y alto costo,

su distribución geográfica es más irregular, y de acuerdo al indicador implementado el rango de población servida fluctúa entre los 160 Mil y 1.5 Millones de derechohabientes. En la Figura 2 se muestra la distribución de Equipos de Radiología y Fluoroscopia con que cuenta la Delegación; de igual forma, en la Figura 3, se presenta la de Equipos de Ultrasonografía.

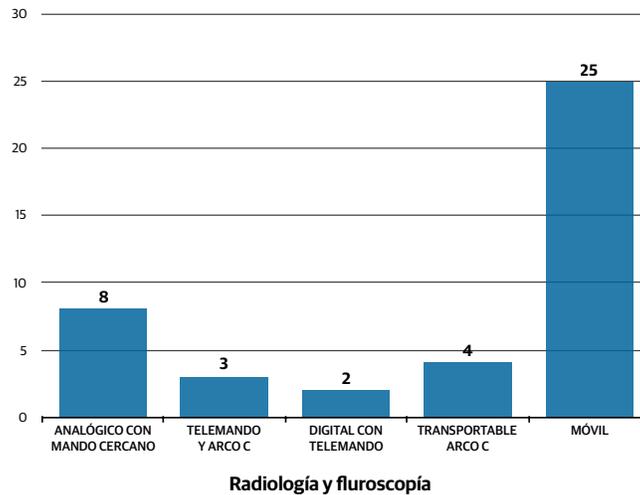


FIGURA 2. Distribución de Equipos de Radiología y Fluoroscopia. Se observaron sistemas de Rayos X, tanto analógicos como digitales, los cuales proporcionan imagen durante el diagnóstico, con una amplia gama de sistemas de radiografía multifuncionales y de fluoroscopia para obtener imágenes de alta calidad con la dosis de exposición mínima para el paciente. La capacidad de diagnóstico de los equipos de Rayos X se suele ver aumentada en determinados casos por el uso de contrastes, sustancias no nocivas que se introducen en el paciente vía oral, intravenosa (inyección) o rectal (enema). Los estudios con Rayos X no causan dolor, se obtienen con suma rapidez y, muchas veces, son el complemento a otras modalidades radiológicas.

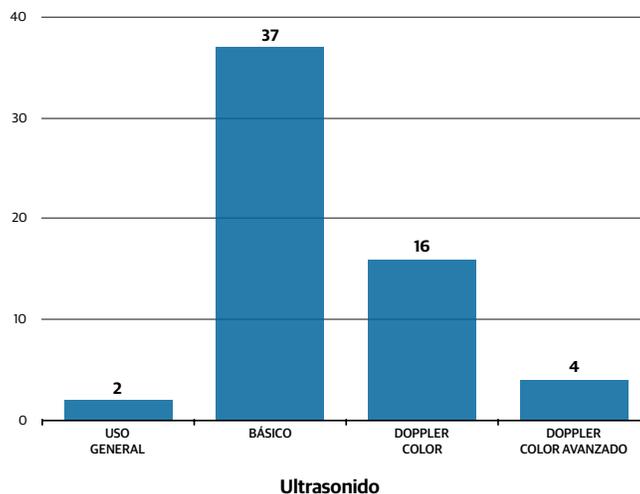


FIGURA 3. Distribución de Equipos de Ultrasonografía, en que se observó una variedad de ultrasonidos por imagen y transductores que ofrecen una combinación única en equipos tecnológicamente avanzados, fiables y de fácil uso, contando dentro del inventario equipos de última generación.

B. Edad Media del Equipo de Imagenología

La *Joint Commission* considera que, en general, un equipo es obsoleto cuando rebasa los 10 años de operación^[5]; se observó que el 58% de los equipos de Rayos X, 27% de los equipos de ultrasonografía, no obstante al cumplir esta condicionante aun permanecen funcionales. En la Figura 4 se muestra la vida útil de los equipos de imagenología en la Delegación.

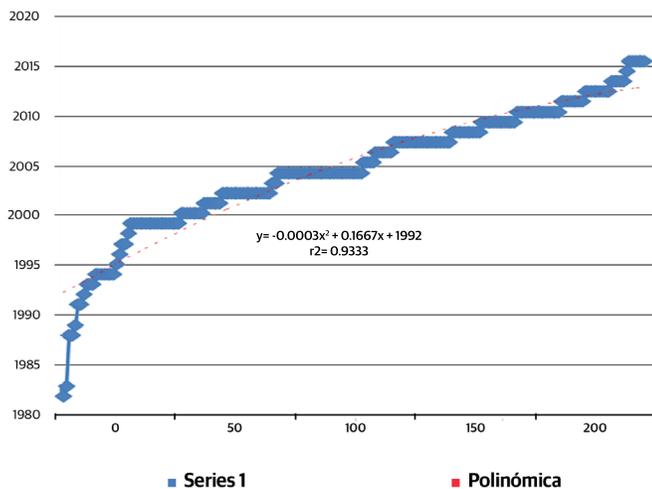


FIGURA 4. Vida útil de los Equipos de Imagenología utilizados en las unidades de atención médica de primer-segundo escalón en la Delegación. Como todo equipo médico utilizado en estos centros, está sometido a desgaste, debido a la constante manipulación, la cual, en algunos casos, es durante los 7 días de la semana, las 24 horas del día. Para mantener su funcionamiento correcto y la segura atención del paciente, es necesario llevar un registro u hoja de vida de cada uno; y, para cumplir esta condición, el mantenimiento preventivo programado es fundamental, ya que pequeñas reparaciones, ajustes o reemplazos realizados a tiempo, contribuirán a prevenir reparaciones mayores que puedan ser más costosas, complejas y largas.

La edad media de los equipos de Rayos X pasó de 17 años a aproximadamente 12 años en promedio en el año 2015, y a efectos de gestión es de esperar que esta tecnología se encuentre alrededor del 8% anual del costo de adquisición para un tiempo de uso de 10 años.

Los equipos de ultrasonido tienen una edad media de 5.9 años y poco más de 50% se encuentra entre los 5 y 10 años de vida media, a diferencia de los tomógrafos que se encuentran en la mitad de su vida útil donde se encuentran funcionando.

C. Productividad

La operación de los equipos puede deslindarse de su vida media si continúan funcionando y los costos de su operación no superan los beneficios. Otro indicador que determina la vida media de un equipo es su productividad, ya que el nivel de desgaste puede reducir o ampliar el periodo de funcionalidad.

Desde esta perspectiva, los equipos de Rayos X muestran una productividad diversa determinada por el tipo de equipo (dental o básico) y área donde se encuentra; por la tanto de manera muy general, observamos que la productividad varía de 6 mil estudios en promedio para la tomas de placas en equipos de Rayos X, y un estimado de 800 estudios de tomografía.

IV. DISCUSIÓN

La accesibilidad a los equipos de imagenología médica deriva en la obtención de diagnósticos cada vez más precisos y oportunos, sin embargo, la acelerada renovación de contar con equipo médico impone retos importantes a la institución debido a los costos y a la necesidad de contar con personal especializado en su manejo.

El Instituto Mexicano del Seguro Social ha realizado continuos esfuerzos por garantizar la dotación de equipo médico a todas las unidades, sin embargo, los altos costos asociados a la adquisición, mantenimiento y operación, muchas veces impide actualizar el inventario al mismo ritmo que se moderniza la tecnología. Finalmente, es importante destacar que en los últimos años las diferentes entidades del sector salud han desarrollado programas de fortalecimiento de tecnología hospitalaria, según el nivel de atención y grado de complejidad a través de diferentes proyectos, planes y programas de salud.

V. CONCLUSIONES

Para la evaluación del equipamiento médico, el inventario físico funcional de equipos de baja, media y alta tecnología resulta ser un componente fundamental. Dicha información se convierte en un insumo indispensable para que las instituciones puedan asumir con responsabilidad la planeación e inversión de los recursos destinados a adquirir, mantener, reponer, trasladar o dar de baja estos equipos.

El proyecto de inventario funcional del equipo médico de imagenología en la Delegación D.F Sur, resultó ser una herramienta fundamental para la planeación y organización de los servicios que ofrecen las unidades de atención médica. La información obtenida permitió identificar las áreas carentes de los equipos indispensables para la práctica y atención médica de calidad, alertó sobre las necesidades inmediatas y futuras de los equipos, y ofreció la oportunidad de evaluar el correcto uso de los equipos con que cuentan las unidades de primer y segundo nivel en atención de la Delegación.

Esta primera aproximación a la información contenida en el inventario nos acercó a una realidad institucional reconocida pero no cuantificada.

Lo cual es un buen inicio en la generación de concesos entre el profesional biomédico y los diversos expertos de la Dirección de Prestaciones Médicas, de la Dirección de Administración, Organización y Calidad y de la Dirección de Planeación y Finanzas, los cuales por normativa institucional intervienen en los proyectos de infraestructura médica.

Actualmente se están haciendo singulares esfuerzos por fortalecer este panorama y como ejemplo de ello son la adquisición de siete equipos nuevos, (2) Tomógrafos de 16 Cortes y (5) Equipos de Rayos X 50 mA en el año 2015, para ponerse a la vanguardia en la dotación y modernización del equipamiento en las unidades de primero y segundo nivel de la Delegación.

REFERENCIAS

- [1]** Lenel A et al. How to organize a system of healthcare technology management. Núm. 1 de la serie How to Manage de guías sobre tecnología de la atención desalud. St Albans, Ziken International (Health Partners International), 2005.
- [2]** Temple-Bird C et al. How to operate your healthcare technology effectively and safely. Núm. 4 de la serie How to Manage de guías sobre tecnología de la atención de salud. St Albans, Ziken International (Health Partners International), 2005a.
- [3]** Recommended practice for a medical equipment management program. American National Standard ANSI/AAMI EQ56. Arlington, Association for the Advancement of Medical Instrumentation, 1999.
- [4]** Introducción al programa de mantenimiento de equipos médicos. Ginebra, Organization Mundial de la Salud, 2012.
- [5]** Wang B, Levenson A. Equipment inclusion criteria: a new interpretation of Joint Commission on Accreditation of Healthcare Organizations Medical Equipment Management Standard. Journal of Clinical Engineering, 2000, 25:26-35.
- [6]** Guía de recursos para el proceso de adquisición. Ginebra, Organización Mundial de la Salud, 2012.