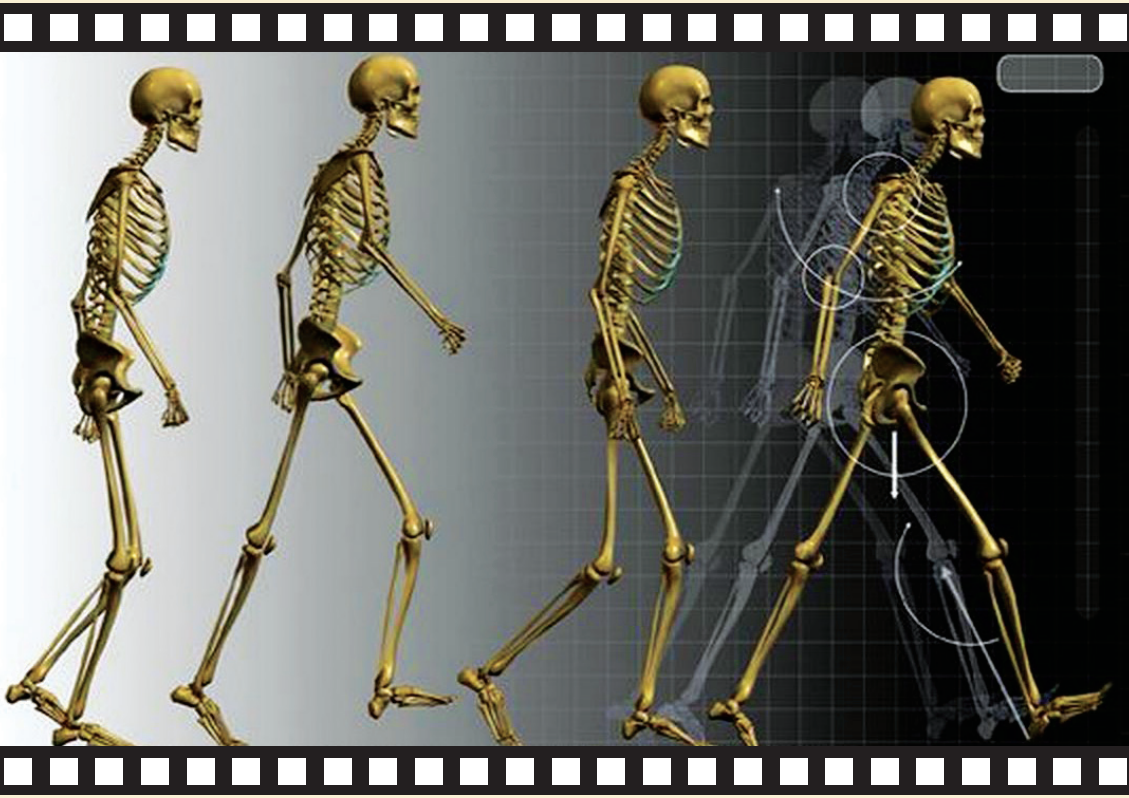
Memorias del I Congreso Internacional de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación - CIBSIR 2017



Red Internacional de Bioingeniería RIB

Escuela Politécnica Nacional / Universidad Politécnica Salesiana

Memorias del I Congreso Internacional de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación

Quito, noviembre de 2017

Iván Zambrano / Carlos Cevallos / Fabio Obando
Coordinadores

Memorias del I Congreso Internacional de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación

Quito, noviembre de 2017

ABYA YALA | UNIVERSIDAD POLITÉCNICA SALESIANA

2018

MEMORIAS DEL I CONGRESO INTERNACIONAL DE BIOINGENIERÍA Y SISTEMAS INTELIGENTES DE REHABILITACIÓN

© Iván Zambrano / Carlos Cevallos / Fabio Obando (coordinadores)

1ra edición: Universidad Politécnica Salesiana
Av. Turuhuayco 3-69 y Calle Vieja
Cuenca-Ecuador
Casilla: 2074
P.B.X. (+593 7) 2050000
Fax: (+593 7) 4 088958
e-mail: rpublicas@ups.edu.ec
www.ups.edu.ec

Área de Ciencia y Tecnología
CARRERA DE INGENIERÍA MECATRÓNICA

Diagramación, diseño y edición: Editorial Universitaria Abya-Yala
Quito-Ecuador

Derechos de autor: 053245

ISBN: 978-9978-10-302-9

Tiraje: 300 ejemplares

Impresión: Editorial Universitaria Abya-Yala
Quito-Ecuador

Impreso en Quito-Ecuador, abril de 2018

Publicación arbitrada de la Universidad Politécnica Salesiana

Comité organizador

Escuela Politécnica Nacional (EPN)
Universidad Politécnica Salesiana (UPS)
Universitat Politécnica de Valencia (UPV)
Universidad Técnica del Norte (UTN)
Escuela Superior Politécnica del Chimborazo (ESPOCH)
Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE)
Universidad Central del Ecuador (UCE)
Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL)
Universidad San Francisco de Quito (USFQ)
Universidad de Las Américas (UDLA)
Universidad Mariana de Colombia

Comité Técnico Editorial

Escuela Politécnica Nacional (EPN)
Dr. Carlos Cevallos

Universidad Politécnica Salesiana (UPS)
Ing. Fabio Obando M. Sc

Escuela Superior Politécnica del Chimborazo (ESPOCH)
Ing. Carlos Santillán

Universidad Central del Ecuador (UCE)
Ing. Fernando Vásquez

Universidad Técnica del Norte (UTN)
Dr. David Ojeda

Universidad San Francisco de Quito (USFQ)
Dr. Juan Sebastián Proaño

Universidad de las Fuerzas Armadas (UFA-ESPE)
Ing. Alejandro Gómez

Índice

Presentación 11

Artículos

Fundamentos para el diseño de prótesis externas
Marco Jaramillo, Diego Ortiz y David Ojeda..... 15

Rehabilitador virtual interactivo para mejorar la movilidad del tobillo en adultos mayores
Mauricio Muñoz, Diego Ortiz y David Ojeda 29

Prótesis de tobillo para personas con amputaciones transtibiales
Edisson Gómez, Diego Ortiz y David Ojeda 43

Camilla para movilización y bipedestación de pacientes
Diego F. Carvajal, Christian Vásquez, Diego L. Ortiz y David Ojeda..... 59

Entrenador mioeléctrico para personas amputadas del miembro superior e inferior
Luz María Tobar Subía, Gabriela Verdezoto y Jorge Cuasapaz..... 73

Diseño de interfaz mecatrónica para rehabilitación de mano y recuperación segura
Kevin Zurita, Pablo Ruiz, Felipe Lozada, Gabriel Bravo, Carlos Cevallos, Víctor Guerrero y Daniel Wappenstein..... 91

Silla de bipedestación para personas con paraplejia
Oscar Tambaco, Patricio Quilca, Cosme Mejía, Fernando Valencia y Diego Ortiz..... 115

Cosechadora de energía biomecánica usando la cinemática de la marcha humana de la rodilla
Andrés Peralta, Diego Terán, Diego Ortiz, Iván Iglesias, Fernando Valencia, Víctor Erazo y David Ojeda..... 149

Prototipo rehabilitador pasivo de rodilla para asistencia postquirúrgica
Bryan Ruiz, Fernando Valencia, Cosme Mejía, Diego Ortiz y Diego Terán.... 177

Diseño mecánico de un prototipo de prótesis de mano
Carlos A. Villarreal B., Iván Iglesias N. y Mayra D. Yépez R...... 203

Control predictivo sujeto a restricciones de un motor DC
presente en un exoesqueleto de miembro inferior
H. Hamilton Guerrero Ch., Dagoberto Mayorca T.,
Jorge A. Chamorro E. y Fabio C. Gómez..... 227

Implementación de un sistema de control para rehabilitador
pasivo de dedos de la mano
Washington Mosquera, Pablo Benavides, David Ojeda,
Diego Ortiz y Diego Peluffo..... 247

Diseño de un rehabilitador para muñeca
Gissela Toapanta, Pablo Benavides y Washington Mosquera..... 263

Análisis de morfología y distribución de presiones de la huella plantar
para el diseño de calzado en pacientes con diabetes mellitus
Dagoberto Mayorca, Herman Hamilton Guerrero, Édison Viveros
y Ángelo M. López..... 275

Rehabilitación efecto espejo por medio de una mano robótica
comandada a distancia
Jhonny Orozco R., Eduardo García C., Carlos Cevallos,
Juan Carlos Cayán y Gloria Miño..... 287

Prótesis robótica controlada por un brazalete mioeléctrico
Jhonny Orozco R., Eduardo García C., Carlos Santillán M.,
Oscar Zambrano y Carlos Cevallos..... 313

Señales EEG integradas a sistemas embebidos para el control
de un exoesqueleto de mano para rehabilitación motora
Eduardo García C., Jhonny Orozco R., Gloria Miño C.,
Carlos Santillán M. y Carlos Serrano A...... 337

Utilidad clínica del análisis cinemático para el control evolutivo
de la patología cervical del accidente de tráfico: estudio clínico
Mª José Vivas B., Rosa Porcar S., Ignacio Bermejo B.,
Francisca Peydró de M., Salvador Pitarch C. y José M. Baydal B...... 363

Descripción de la cinemática cervical mediante análisis de datos funcionales: aplicación al estudio de la evolución de pacientes de latigazo cervical
Álvaro Page del Pozo, Cristian Passera Herrero, José Mª Baydal Bertomeu y Mª José Vivas Broseta 379

Fiabilidad de la medida del eje instantáneo de rotación en el movimiento de flexo-extensión del cuello mediante video fotogrametría de precisión
William Venegas Toro, Álvaro Page del Pozo, Pilar Serra Añó e Iván Zambrano Orejuela 391

Efecto del programa Fallproof sobre el equilibrio y desempeño físico funcional del anciano caedor institucionalizado
Mónica Carolina Delgado Molina y Mercy Andrea Benavides de la Cruz.... 405

Análisis cinemático de la rodilla aplicando el método de eje finito helicoidal
Jaime J. Zagal y Oscar I. Zambrano..... 429

Diseño e implementación de un sistema de adquisición de señales de electromiograma (EMG) basado en electrodos secos y su utilización para el control de una mano robótica
José Pedraza y Robín Álvarez..... 453

Análisis cinemático y dinámico de un robot paralelo según el principio de trabajos virtuales para rehabilitación
Miguel Aquino A., Edwin Pozo S., Oscar Zambrano O. y William Venegas T...... 471

Good Glove: herramienta de estimulación y rehabilitación para niños y adultos con espasticidad muscular focal
Juan M. Bolaños Naranjo, Jorge D. Gómez Masapanta, Zuleth P. Vallejo Rodríguez y Daniel A. Zurita Trujillo..... 497

Diagnóstico biomecánico de la energía producida por el movimiento del cuerpo en el pedaleo elíptico
Fabio Eduardo Obando Herrera, Andrés Ordoñez, Jesús Paida y Germán Erazo 515

POSTERS

Evaluación de parámetros de neurorehabilitación utilizando un dispositivo biomecánico para mejorar la efectividad de la terapia física
Bryan Jarrín, Nancy Hidalgo, Rubén Ricaurte y Carlos Cevallos 529

Utilidad de la variabilidad de la frecuencia cardíaca para monitorear el desempeño en el control del movimiento: un estudio de aprendizaje motor
A. R. Aladro Gonzalvo, M. O. Lucha López, J. M. Tricás Moreno y D. Esparza Yánez 531

Diseño de un prototipo de exoesqueleto robótico adaptable para la tele-terapia de prevención y rehabilitación mediante movilización pasiva de la articulación tibioastragalina
Julio Eduardo Mejía, Elizabeth Roldán González, Jhon Alexander Guerrero y Carlos Alberto Muñoz 533

Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de niños con discapacidad motora en las extremidades inferiores
William Cobeña, Jorge Begue, Efraín Terán, Jorge Marcial y Francis Loayza 535

Efecto de la facilitación de las reacciones de equilibrio sobre la habilidad del salto en niños con Síndrome de Down
D. Esparza Yánez, J. Vaca Bastidas y A. R. Aladro Gonzalvo 537

Análisis dinámico de un robot paralelo mediante Gibbs Appell y el principio de trabajos virtuales
María Alejandra Pazmiño Apolo, David Pareja Carrillo e Iván Zambrano 539

Aplicabilidad de los sensores inerciales portables en la valoración del riesgo de caídas en personas mayores
E. Medina Ripoll, R. Porcar Seder, J. López Pascual, D. Garrido Jaén y J. F. Pedrero Sánchez 541

Fiabilidad de la técnica de video análisis en el análisis cinemático de la flexo extensión del cuello
Cristopher Ruiz, Iván Zambrano, William Venegas y Ricardo Soto 543

Presentación

El I Congreso Internacional de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación, se celebró en Quito, capital del Ecuador. Su organización estuvo a cargo de profesores e investigadores de la Escuela Politécnica Nacional (EPN), Universidad Politécnica Salesiana (UPS), Universitat Politécnica de Valencia (UPV), Universidad Técnica del Norte (UTN), Escuela Superior Politécnica del Chimborazo (ESPOCH), Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE), Universidad Central del Ecuador (UCE), Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL), Universidad San Francisco de Quito (USFQ), Universidad de Las Américas (UDLA) y Universidad Mariana de Colombia. Todas ellas universidades que han trabajado de manera rigurosa para la creación de un programa académico que sirva de marco para la investigación y el intercambio de conocimientos y experiencias, así como para el desarrollo de oportunidades de colaboración para promover la difusión de tecnologías relacionadas con estos campos.

Este congreso fue dirigido tanto a académicos como a profesionales y estudiantes interesados en compartir conocimientos y experiencias en las áreas de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación.

En la actualidad, el creciente avance tecnológico dedicado a los campos de la Bioingeniería y Sistemas de Rehabilitación, hace necesaria la disponibilidad de un espacio de difusión para las investigaciones que se han desarrollado en instituciones de educación superior e investigación dedicadas a estos trabajos.

Entre los productos importantes de este evento son los artículos científicos y posters generados por investigadores y docentes nacionales e internacionales. Vale la pena resaltar la participación de la Universidad Politécnica de Valencia y la Universidad Libre de Bruselas, instituciones internacionales de prestigio.

Iván Zambrano O.

Artículos

Fundamentos para el diseño de prótesis externas

Marco Jaramillo[1]
Diego Ortiz[2]
y David Ojeda[3]

Resumen
El Gobierno ecuatoriano se ha dado la tarea de buscar la igualdad social de su población, para ello ha creado un Plan Nacional donde uno de sus objetivos es la atención al discapacitado con la intención de garantizar su inclusión y atención social. Por lo que muchas instituciones nacionales, tales como las de educación superior, se han dado la tarea de seguir los lineamientos gubernamentales. La Carrera de Ingeniería en Mecatrónica, de la Universidad Técnica del Norte, tiene cuatro años aportando soluciones de alta tecnología en atención al discapacitado, específicamente a la persona amputada. Aunque cumpliendo las normas de diseño, uno de los inconvenientes encontrados ha sido el de diseñar una prótesis adecuada al perfil del amputado con la intención de mejorar su estilo de vida. Estudios recientes demuestran que los amputados tienden a rechazar el uso de la prótesis, para ello la Carrera de Ingeniería en Mecatrónica se ha visto en la necesidad de obtener necesidades específicas de los amputados para cumplir con sus requerimientos. Se ha establecido una encuesta abierta con la intención de obtener los factores biopsicosociales de las personas amputadas, con la intención de diseñar una prótesis amigable y adaptada a sus necesidades. Los resultados demuestran los criterios y restricciones que deben considerarse para el diseño de una prótesis y para que así exista una mayor aceptación y minimización del rechazo de estos dispositivos.

Introducción

El Gobierno ecuatoriano para erradicar la pobreza de su población y cambiar su matriz productiva, crea en 2013 un Plan Nacional del Buen

1 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (mvjaramillo@utn.edu.ec).
2 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (dlortiz@utn.edu.ec).
3 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (daojeda@utn.edu.ec).

Vivir (PNBV) como política de estado (SENPLADES, 2013), el mismo se articula en agendas zonales e intersectoriales que permitan estructurar un plan de desarrollo y ordenamiento territorial. El plan tiene estrategias nacionales con 12 objetivos, con los cuales se pretende fortalecer el cambio social. Uno de los objetivos del PNBV establece el progreso de la calidad de vida de la población ecuatoriana. Por esta razón, el Gobierno emitió directrices a todas las agencias públicas y privadas en el país para cumplir con lo mencionado anteriormente. Por lo que la mayoría de las universidades se ha dado la tarea de realizar las investigaciones necesarias para cumplir con estas directrices. Por otra parte, el Consejo Nacional de Discapacidades Ecuatoriano (CONADIS, 2016) reporta que en la provincia de Imbabura, uno de cada 2 200 habitantes tiene una discapacidad física, pero no se conoce la prevalencia de trastornos psicológicos después de la cirugía, por eso se ha decidido realizar este estudio.

La Universidad Técnica del Norte es la única institución localizada en la región con capacidad de desarrollo tecnológico. Las escuelas de Ingeniería y Fisioterapia Mecatrónica basadas en investigaciones en los países del vecindario (Velasco et al., 2016; Ortiz et al., 2014; Aguilar et al., 2015) han desarrollado tecnología especializada biomecatrónica (Ortiz et al., 2015; Gámez et al., 2015), por lo tanto, son un pilar fundamental para diseñar dispositivos protésicos a bajo costo, destinados a las personas pobres para mejorar su calidad de vida. Las prótesis deben establecer la bipedestación como su función principal. El paciente debe caminar a baja velocidad sobre superficies planas libres de obstáculos como las escaleras.

Actualmente, el desarrollo de tecnología para mejorar la calidad de vida está aumentando a nivel mundial (Sartori et al., 2012; Summer, 2016; Dedic y Dindo, 2011; Cadena et al., 2015). Se han rediseñado diferentes tipos de prótesis para proporcionar a la persona amputada la posibilidad de un andar humano controlado y la estabilidad cuando están erguidos (Senturk et al., 2017; Zhang et al., 2016a y b). El análisis de la marcha humana contribuye a la determinación de los principales

parámetros del prototipo tales como: peso, fuerza, equilibrio y material (Mun et al., 2017), sin embargo, estudios han determinado que existe un alto grado de rechazo de la prótesis por parte del paciente amputado (Ojeda et al., 2013; Ortiz et al., 2015; Valencia et al., 2017; Jaramillo et al., 2016). Las razones son diversas, por ejemplo: depresión, dolor en el muñón, incomodidad al usar la prótesis, vergüenza, no funcionalidad, síndrome del miembro fantasma, entre otras. Por tal motivo, primeramente se debe realizar una evaluación psicológica para descartar cualquier rechazo subjetivo (Jaramillo et al., 2016). Se establece como centro de estudio a la Fundación Prótesis Imbabura, debido a la asistencia frecuente de pacientes amputados. Este estudio psicológico debe realizarse durante el primer año de haber ocurrido el evento. Posteriormente se requiere establecer ciertos criterios (Ramírez et al., 2015; Luiz Cardozo Sacomori, 2014) y restricciones que permitan diseñar un dispositivo acorde a las necesidades de cada paciente, con la intención de minimizar el rechazo de los dispositivos.

Tras una amputación o pérdida de miembros es frecuente la aparición de trastornos psicológicos durante el primer año postoperatorio y sus factores biopsicosociales (Jaramillo et al., 2016). La recogida de datos se realizó a través de entrevistas clínicas, la revisión de historias clínicas y varios test psicológicos. Es importante conocer la ansiedad (ISRA) y depresión (BECK), así como ganancias secundarias (estar enfermo es bueno porque incrementa la atención y cariño que recibimos durante el proceso convaleciente, y supresión temporal de nuestras obligaciones respecto al mundo). La ansiedad y la depresión son frecuentes después de una amputación de miembros inferiores. La prevalencia de estos trastornos varía en función de los estudios revisados, pero las cifras oscilan entre el 19% y el 25%, ara la ansiedad, y el 20% y el 35% para la depresión (Kashani, 1983; Atherton, 2006).

La presencia de dolor por el miembro fantasma o la prótesis artificial son dos de los factores que un estudio de revisión publicado en

2004 relacionó con una mejor adaptación del paciente a una amputación. Otros estudios, además, lo relacionan con determinados factores sociodemográficos como la falta de apoyo social, el desempleo o el nivel al que se realiza la amputación. También parece que los niveles de estos trastornos disminuyen tras un período de rehabilitación.

Teniendo en cuenta que el diagnóstico psicológico y la atención temprana de estos pacientes resultan fundamentales para evitar la aparición de estos trastornos, el estudio se centrará en los pacientes amputados de menos de un año de evolución. Además, se plantea el objetivo de conocer, entre otros, cómo influyen los factores biopsicosociales (Jaramillo, 2010). Los resultados pueden ser de utilidad para determinar la necesidad de apoyo psicológico temprano en estos pacientes. Pero también lo relacionan con determinados factores sociodemográficos como la falta de apoyo social, el desempleo o el nivel al que se realiza la amputación (Singh, 2007 y 2009). Además, parece que los niveles de estos trastornos disminuyen tras un periodo de rehabilitación. Por otro lado, cabe destacar que el Gobierno ecuatoriano ha creado una ley donde todas las empresas deben tener en su nómina un 2% de personas con alguna discapacidad.

Metodología

Para llevar a cabo esta investigación primero se hace un llamado a todas las personas amputadas que asisten a la Fundación Prótesis Imbabura y se clasifican por: edad, tiempo de amputación y oficio.

Dentro del proceso de diseño mecánico debe seleccionarse la mejor solución. Para ello se utiliza el establecimiento de criterios y restricciones como apoyo que permitirá la selección del mejor diseño. La lista de criterios y restricciones usados para el diseño de prótesis fue establecida por Gámez (et al., 2015). Cabe mencionar que los criterios de diseño son aquellos que se ponderan con un peso en función de la importancia del usuario. Por ejemplo, si se considera al peso de la prótesis

como el criterio más importante, se debe seleccionar la menos pesada con la finalidad de satisfacer al cliente. Mientras que las restricciones deben cumplirse en su totalidad, aunque no sean a gusto del paciente.

Se procede a la realización de una entrevista abierta y estructurada con la finalidad de conocer las características deseadas por parte de los usuarios para sus prótesis. Datos que conducirán al establecimiento de los criterios y restricciones importantes para el diseño de las mismas. Por ejemplo, para la selección de los criterios más importantes se usan los siguientes términos: peso, confiabilidad, costo, estética, resistencia, movilidad análoga al cuerpo humano, ergonomía, confortabilidad. Para el establecimiento de las restricciones se pregunta: si desean la prótesis inoxidable, nivel de amputación, peso del paciente, entorno de trabajo, condición de salud, costo menor a una valor y amplitud de movimientos (Gámez et al., 2015). En la entrevista psicológica se aborda: la entrevista clínica, historia clínica, ansiedad y depresión y trastornos psicológicos como el dolor fantasma, ganancias, entre otros.

Desarrollo de la entrevista

La entrevista se realiza simultáneamente en presencia del ingeniero y el psicólogo. La presencia del ingeniero como apoyo técnico con la finalidad de obtener las características deseadas de la prótesis y la presencia del psicólogo para conocer la razón del posible rechazo de los dispositivos, es decir, el perfil psicológico del paciente. Cabe destacar que el apoyo del profesional de la salud mental es vital para determinar si las respuestas que arroja el entrevistado son o no de una victimización que afectará a su estilo de vida.

Finalmente, se hace el análisis de los resultados en una reunión donde ingenieros y psicólogos proporcionan un análisis individual para evitar la introducción de errores que puedan alterar los resultados.

Resultados

Se entrevista a la población de personas con alguna amputación que asisten a la Fundación Prótesis Imbabura. Cabe destacar que el mencionado organismo, sin fines de lucro, corresponde a una institución que proporciona prótesis usadas a muy bajo costo, importadas de los Estados Unidos, procedentes de casas comerciales reconocidas.

La población corresponde a 29 adultos con edades comprendidas desde los 13 años en adelante, de los cuales 18 son hombres y 11 mujeres. Hay 5 niños con edades menores a 12 años, 3 hombres y 2 mujeres.

Se hacen tres encuestas y se les pregunta a todos los pacientes acerca de los siguientes tres aspectos:

1. Desde su punto de vista, el paciente selecciona los criterios más importantes que deben considerarse para el diseño de prótesis: peso, confiabilidad, económico, estético, resistente, movilidad análoga al cuerpo humano, ergonómico, confortable. Adicionalmente, se deja un espacio para colocar algún criterio no considerado. La tabla 1 muestra los resultados de la encuesta realizada a las personas con amputación transfemoral que asisten a la Fundación Prótesis Imbabura.

Tabla 1
Ponderación de los resultados de criterios de diagnóstico

Criterio	Ponderación (%)	
	Adultos	Niños
Peso	0	100
Confiabilidad	51,7	100
Económico	100	0
Estético	100	0
Resistente	100	100
Movilidad análoga al cuerpo humano	6,8	20
Ergonómico	100	100
Confortable	100	20

Fuente: los autores

2. Desde su punto de vista, el paciente selecciona las restricciones más importantes que deben considerarse para el diseño de prótesis: inoxidable, peso de la prótesis igual al peso de una pierna, entorno de desenvolvimiento del paciente, talla, condición de salud, costo (menos de 3 000 USD) y la amplitud de movimientos. De igual forma, como en el establecimiento de los criterios, se deja la posibilidad de colocar alguna restricción no considerada en la encuesta. La tabla 2 muestra los resultados de la encuesta.

Tabla 2
Resultado estadístico de las restricciones a considerar en el diseño de prótesis

Restricción	Ponderación (%)	
	Adultos	Niños
Inoxidable	100	100
Peso similar al peso del miembro	72,4	60
Entorno de desenvolvimiento	100	100
Talla	100	0
Condición de salud	60	0
Costo (menos de 3 000 USD)	100	40
Movimientos igual al miembro	100	20

Fuente: los autores

3. Durante la entrevista hecha por el psicólogo, los pacientes generaron una serie de preguntas las cuales fueron abordadas por el entrevistador. Las más importantes y comunes fueron las siguientes:

- ¿Qué sucede después de la amputación? ¿Existen extremidades biónicas disponibles que funcionen como mi extremidad original?
- ¿Cómo luce una prótesis? ¿Cómo se mantiene unida a mi cuerpo?
- ¿Cómo funciona una prótesis? ¿Podré hacer todo lo que hacía antes de perder la extremidad?
- ¿Cuándo me colocarán la prótesis?

- ¿Qué sucederá si la prótesis no se ajusta correctamente?
- ¿Cuánto tiempo durará la prótesis?
- ¿Es difícil aprender a usar una prótesis?
- ¿Cómo puedo prepararme para el uso de una prótesis?

Análisis de los resultados

De acuerdo con los resultados de la Encuesta 1, puede observarse que los criterios más importantes a considerar en el diseño de prótesis, según los pacientes adultos, son: económicos, estéticos, resistencia, ergonomía y lo confortable; mientras que para los niños peso, confiabilidad, resistencia y ergonomía, son los más resaltables. En relación con las restricciones, los adultos consideran que lo inoxidable, el peso, entorno del trabajo, talla, el costo menor a 3 000 USD y los movimientos, serían las restricciones fundamentales; por otra parte, los niños plantean que lo inoxidable, le peso similar al miembro amputado y el entorno, son las restricciones más solicitadas. Realizando un análisis más detallado, los criterios requeridos por los adultos son:

Económicos. Se puede concluir que este criterio es fundamental porque los usuarios indican que siempre seleccionarán la prótesis de menor precio. Cabe destacar que la gran mayoría de los pacientes entrevistados son personas de escasos recursos económicos y manifestaron su preocupación para adquirir la prótesis.

Estéticos. Por razones de intimidad o vergüenza, los pacientes quisieran que su prótesis pueda ocultar su discapacidad. Proporcionaron preocupación por características del revestimiento de la prótesis y tuvieron curiosidad de cómo lograr que el revestimiento posea un color y textura similar a la piel.

Resistencia. Debido a que la mayoría de los entrevistados son personas con edad laboral directa, solicitan una prótesis que resista las actividades diarias. Que sea resistente para así tener confianza durante el

uso de la misma. En otras palabras, una prótesis que no sea simplemente estética, sino funcional.

Ergonomía. Aunada a las razones de estética, el aspecto ergonómico es esencial para ocultar la discapacidad. Que la prótesis tenga las mismas dimensiones de su miembro sano es la prioridad del paciente.

Confortable. Muchos de los pacientes han presentado algún tipo de incomodidad en el momento de usar la prótesis. Manifiestan que es vital sentirla confortable para evitar el rechazo del dispositivo.

En el caso de los niños, se puede detectar que su interés es sacar provecho de la discapacidad con la intención de sentirse superiores a sus compañeros. Por tal motivo, parecerse a un superhéroe es lo primordial, así:

Peso. La preocupación del peso corresponde a tener garantía de la manipulación de la prótesis, de tal forma que pueda controlarla en todo momento.

Confiabilidad. Tener garantía que su prótesis no fallará, ya sea por rotura o mal funcionamiento de las articulaciones. Conlleva a que durante los momentos de juegos con sus compañeros la prótesis dejará bien parado al niño.

Resistencia. Tal como se menciona anteriormente, el niño quiere que se garantice una prótesis resistente a los impactos, así como a las cargas que eleve el niño. Dentro de su inocencia, el infante quisiera una prótesis que le permita ser un niño con habilidades de elevar cargas extremas.

Ergonomía. El niño explica en este aspecto que quisiera una prótesis que se amolde correctamente a la parte amputada. En otras palabras, un dispositivo que se fusione con su cuerpo.

Por otro lado, detallando los aspectos, las restricciones que plantean los adultos son:

Inoxidable. Este aspecto se refiere al temor de deteriorarse por la humedad y los productos que estén en contacto con la prótesis durante las labores que realice el paciente.

Peso. Es importante destacar que el peso de la prótesis debe ser igual o menor al peso del miembro sano. La razón es para garantizar su confortabilidad.

Entorno del trabajo. Aunado a lo descrito en la restricción de inoxidable, se necesita que la prótesis sea funcional a los distintos entornos de trabajo, tal es el caso para los agricultores, la prótesis debe resistir polvo, humedad, entre otras.

Talla. Aunque la talla corresponde esencialmente al aspecto del *socket*, se requiere que las dimensiones de largo y diámetros respectivos coincidan con la parte sana.

Costo. Los pacientes no pueden pagar más de 3 000 USD por razones de pobreza. Sin embargo, se recomienda el diseño de una prótesis a un precio inferior a los 3 000 USD.

Movimiento igual al miembro. Que la prótesis realice movimientos similares al miembro sano es otro requerimiento esencial, ya que permite al paciente ocultar su discapacidad.

Asimismo, los niños determinaron los siguientes aspectos en cuanto a las restricciones:

Inoxidable. Una prótesis que sea fabricada con materiales metálicos e inoxidables permite al niño considerarse en un superhéroe. Una prótesis desnuda, que se observen los mecanismos permite al infante sentirse con ventajas ante sus compañeros.

Peso. Debe ser similar al miembro amputado ya que el niño requiere la prótesis para jugar y demostrar ante sus compañeros que tiene un plus o una ventaja, solicita una prótesis de un peso mucho menor al miembro sano. El valor del peso requerido no pudo establecerse.

Es importante destacar que un requerimiento especial que solicitan los niños para su prótesis es que haga movimientos adicionales a los que fisiológicamente puede hacer el miembro sano. Por ejemplo, para

los movimientos de pronación o supinación existe un ángulo límite de 200°, aproximadamente. El niño propone hacer un giro completo para convertirse en un infante excepcional.

Conclusiones

Luego de realizar la encuesta a la muestra establecida, se determinan los criterios y restricciones que los pacientes consideran necesarios tener en cuenta para el diseño de las prótesis. Los criterios planteados por los adultos fueron: la más económica, más estética, más resistente, más ergonómica y más confortable. Diferente a los niños que seleccionaron: menor peso, más confiable, más resistente y más ergonómica. Por otra parte, las restricciones consideradas por los adultos son: inoxidables, acordes al entorno de desenvolvimiento del paciente, adaptables a la talla del amputado, costo menor a los 3 000 USD y que los movimientos sean análogos al cuerpo humano. Las restricciones de los niños fueron: lo inoxidable y movimientos análogos al cuerpo humano.

Puede observarse que los requerimientos de los adultos difieren de los niños. Por ejemplo, mientras los adultos solicitan una prótesis que les permita ocultar su condición de discapacidad, los niños desean una prótesis que muestre los mecanismos. Mientras el adulto está pensando en una prótesis que le permita insertarse al campo laboral, el niño piensa en una prótesis que lo convierta en un superhéroe. Mientras el adulto desea una prótesis que posea movimientos análogos al cuerpo humano, al niño eso no le importa, por el contrario, mientras las prótesis hagan movimientos adicionales a los miembros amputados, será mucho mejor.

Finalmente, la presencia de un psicólogo durante la entrevista sirvió para extraer los requerimientos de las prótesis ante el paciente de una forma cuasi-objetiva, ya que se pudo detectar conductas de victimización que fueron controladas, evitando así alteraciones en los resultados de las encuestas.

Referencias

Aguilar, C., Rodulfo J., Pérez, J., Gámez, B. y Ojeda, D. (2015). Traccionador de fractura para tibia y peroné. *Revista Ingeniería UC*, *22*(2), 46-54.

Atherton, R. y Robertson, N. (2006). Psychological adjustment to lower limb amputation amongst prothesis users. *Disabil. Rehabil.*, *28*(19), 1201-1209.

CONADIS. (2016). *Información estadística de personas con discapacidad*. Quito: Vicepresidencia de la República del Ecuador.

Dedic, R. y Dindo, H. (2011). *SmartLeg: An intelligent active robotic prosthesis for lower-limb amputees*. Sarajevo, Conference Publications (pp. 1-7).

Cadena, F., Sanipatín, J., Verdezoto, G., Cervantes, H., Ortiz, D. y Ojeda, D. (2015). *Acquisition and Conditioning of Electromyographic Signals for Prosthetic Legs*. Quito, Conference Publications (pp. 360-365).

Gámez, B., Cabrera, M., Serpa, L. y Cabrera, J. (2015). *Mechatronic Hand Prosthesis for Child*. Quito: s.e.

Jaramillo, M. (2010). *Manual de ayuda psicoterapéutica: "Yo sin mí"*. Quito: Universidad Central del Ecuador.

Jaramillo, M., Ortiz, D. y Iglesias, I. (2016). Autoestima y rendimiento académico en la UTN. *Revista de la Escuela Politécnica Nacional*, 65-72.

Kashani, J.H., Frank, R. G., Kashani, S. R. (1983). Depression among amputees. *J. Clin. Psychiatry*, *44*(7): 256-258.

Luiz Cardozo, F. y Sacomori, C. (2014). Resilience of athletes with physical disabilities: A cross-sectional study. *Revista de Psicología del Deporte*, *23*(1), 15-22.

Mun, K., Lim, S., Guo, Z. y Yu, H. (2017). Biomechanical effects of body weight support with a novel robotic walker for over-ground gait rehabilitation. *Medical & Biological Engineering & Computing*, *55*(2), 315-326.

Ojeda, D., Gámez, B., Azuaje, Y. y Zambrano, L. (2013). *Articulación de rodilla para prótesis de pierna*. Morelia, México: s.e.

Ortiz, D., Zurita, D., Proaño, A. y Ojeda, D. (2014). *Articulación de rodilla para prótesis de pierna*. Cuenca, Ecuador: s.e.

Ortiz, D., Zurita, D., Proaño, A. y Ojeda, D. (2015). *Knee prosthesis controlled by electromyographic signal*. San Servolo, Italia: s.e.

Ramírez, J. F., Gutiérrez, D. F. y Correa, A. A. (2015). Comfort perception assessment in persons with transfemoral. *DYNA*, *82*(191), 194-202.

Sartori, M., Reggiani, M., Pagello, E. y Lloyd, D., 2012. Modeling the Human Knee for Assistive Technologies. *Transactions on Biomedical Engineering*, *59*(9), 2642-2649.

SENPLADES. (2013). *Plan Nacional para el Buen Vivir 2013-2017*. Quito: Consejo Nacional de Planificación de la República del Ecuador.

Senturk, I., Kanatli, U., Ataoglu, B. y Esen, E. (2017) Gait analysis after total knee arthroplasty: comparison of pre and postoperative characteristics. *Cukurova Medical Journal*, *42*(1), 92-96.

Singh, R., Hunter, J., Philip, A. (2007). The rapid resolution of depression and anxiety sym. *Clin. Rehabil.*, *21*(8), 754-759.

Singh, R., Ripley, D., Pentland, B., Todd, I., Hunter, J., Hutton, L. y Philip, A. (2009). Depression and anxiety symptoms after limb amputation: the rise and fall. *Clin. Rehabil.*, *23*(3), 281-286.

Summer, A. (2016). New Prostheses and Orthoses Step Up their Game: Motorized Knees, Robotic Hands, and Exosuits Mark Advances in Rehabilitation Technology. *Puse*, *7*(3), 6-11.

Valencia, F., Lima, X., Ojeda, D. y Ortiz, D. (2017). Prótesis de rodilla externa mecatrónica. *Biomecánica*, *23*.

Velasco, J., Ojeda, D., Brito, J., Chacón, R., Benítez, M. y Meléndez, R. (2016). Vacuum for the removal of brain tumors, with micro-destruction and integrated control system. *Revista Ingenieria UC*, *23*(2), 122-137.

Zhang, H., Yan, S., Fang, C. y Guo, X. (2016a). Clinical Evaluation and Gait Characteristics before and after Total Knee Arthroplasty Based on a Portable Gait Analyzer. *Orthopaedic Surgery*, *8*(3), 360-366.

Zhang, X., Zhang, X., Fu, H. y Wang, X. (2016b). Design of a novel bionic prosthetic knee joint. *Assembly Automation*, *36*(4), 398-404.

Rehabilitador virtual interactivo para mejorar la movilidad del tobillo en adultos mayores

Mauricio Muñoz[1]
Diego Ortiz[2]
y David Ojeda[3]

Resumen

Parte de la naturaleza del ser humano es su deterioro progresivo a través del tiempo, afectando su aspecto físico y cognitivo, y por consiguiente perjudicando la realización de actividades de la vida cotidiana. Cuando un músculo no se utiliza o se debilita, tiende a acortarse, resultando que las articulaciones se vuelvan rígidas, ocasionando deformidades o contracturas que, sin el estímulo del movimiento o una terapia física, pierden buena parte de sus aptitudes, lo que ocasiona depresión en el adulto mayor, ya que siempre va a depender de terceras personas para realizar las actividades diarias. Actualmente, para tratar este problema de inactividad en el adulto mayor, se han propuesto algunos sistemas que permiten mover los músculos y tendones suavemente como son las máquinas de rehabilitación de tobillo las cuales, en su mayoría, se basan en mecanismos paralelos para realizar movimiento pasivo en el paciente. En esta investigación se presenta un rehabilitador virtual interactivo de tobillo, el cual proporciona los tres movimientos realizados por el miembro para su rehabilitación funcional. Se diseña un disco que permite al adulto mayor realizar movimiento activo libre, el cual aloja en su interior la parte electrónica encargada del control del sistema. Además, se realiza el diseño de videojuegos en base a rutinas de fisioterapia, lo cual permite optimizar el proceso de rehabilitación. Se presentan posiciones de utilización del disco, el diseño de la parte interactiva y algunos resultados de la aplicación del dispositivo.

1 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (maury_vc_ldu@hotmail.com).

2 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (dlortiz@utn.edu.ec).

3 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (daojeda@utn.edu.ec).

Introducción

Desde hace dos años, en la Universidad Técnica del Norte se están realizando investigaciones relacionadas los dispositivos médicos (Cadena *et al.*, 2015; Ortiz *et al.*, 2015; Valencia *et al.*, 2017), en especial con equipos de rehabilitación. Entre estos dispositivos se encuentran los de rehabilitación del tobillo, los cuales ayudan a fortalecer esta articulación, recuperar la movilidad, disminuir el trabajo repetitivo de un terapista, incrementar el número de servicio de terapias, reducir el tiempo de recuperación y ofrecer una mayor diversidad de terapias personalizadas con movimientos precisos y seguros.

A partir de investigaciones realizadas se empieza a observar que las personas al acercarse a los 65 años sufren deterioro físico y cognitivo. Este deterioro va aumentando paulatinamente conforme supera este límite de edad (De la Fuente Bacelis *et al.*, 2010). Por otro lado, se plantea que el movimiento activo es mucho más efectivo que el movimiento pasivo, debido a que se involucra fuerza y movimiento propio del paciente, lo que no se hace en el movimiento pasivo.

De aquí nace el concepto de envejecimiento saludable, que en un sentido general, es el proceso por el cual se recuperan las aptitudes físicas y cognitivas perdidas a causa de la edad o de un incidente traumático mediante terapia física (Ferrer *et al.*, 2014). La rehabilitación ayuda a reducir la espasticidad, incrementar la potencia muscular y aumentar el control de la movilidad muscular (motricidad); mejora las condiciones de pacientes con enfermedades neuromusculares y mejora las condiciones cognitivas e incluso proporciona una disminución de padecer determinados tipos de demencia y enfermedad de Alzheimer (Ladinez Parra *et al.*, 2012). Por otra parte, los ambientes virtuales juegan un papel muy importante en la rehabilitación del adulto mayor, ya que en base a estudios comprobados son utilizados para optimizar procesos de aprendizaje o reaprendizaje de patrones de movimiento, rehabilitación ortopédica, entrenamiento de equilibrio, movilidad en silla de ruedas

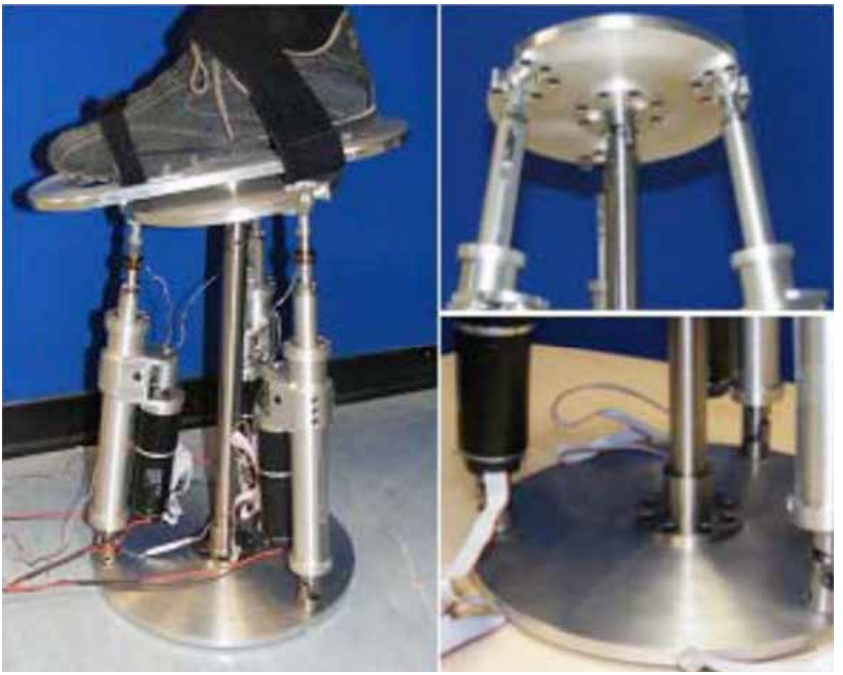
y actividades funcionales en capacitación para la vida (Alvear Suárez y Quintero Ramírez, 2012).

Actualmente, el objetivo de la rehabilitación geriátrica está enfocado a ofrecer terapias adicionales que ayuden al adulto mayor a superar traumas físicos y cognitivos sin enfrentar la frustración y la incomodidad que producen los métodos tradicionales de realizar fisioterapia; en otras palabras, busca que el adulto mayor sea un ente activo en el proceso de rehabilitación. De no ser posible, se intenta lograr la capacidad de realizar el mayor número posible de actividades cotidianas. La recuperación suele ser rápida en pacientes jóvenes, pero el progreso es generalmente más lento en los pacientes de mayor edad.

Dentro de la rehabilitación existen tres modalidades de recuperación, dependiendo del nivel de actividad que requiera el paciente: pasiva, asistida y activa. En la recuperación pasiva es el terapeuta el que induce el movimiento sin el esfuerzo del individuo. Una modalidad intermedia es la asistida, en la cual se combinan el esfuerzo del paciente y del terapeuta. La rehabilitación activa es cuando el individuo realiza todo el esfuerzo en los ejercicios (Ladinez Parra *et al.*, 2012).

Actualmente, el proceso de rehabilitación del tobillo se realiza mediante máquinas basadas en mecanismos paralelos, para realizar movimiento pasivo, en los cuales la maquina es la encargada de inducir el movimiento en el adulto mayor. En la figura 1 se pueden ver algunos ejemplos. Estos rehabilitadores, además de resultar demasiado costosos, no ofrecen todos los movimientos requeridos para la rehabilitación funcional del tobillo, tampoco contemplan todo el rango de los movimientos; eliminando de esta forma la capacidad de ofrecer terapias personalizadas y completas. En la tabla 1 se muestran los seis movimientos que se puede realizar en el tobillo con sus respectivos rangos de movimiento.

Figura 1
Robots paralelos



Fuente: Saglia y Tsagarakis, 2009

Tabla 1
Rangos de movimiento del tobillo

Tipo de movimiento	Movimiento máximo
Dorso flexión	20,3° a 29,8°
Plantar flexión	37,6° a 45,8°
Inversión	14,5° a 22,0°
Eversión	10,0° a 17,0°
Abducción	15,4° a 25,9°
Aducción	22,0° a 26,0°

Fuente: Kapandji, 1982

Metodología

Para llevar a cabo el desarrollo de la presente investigación se determinan los criterios y restricciones a considerar en el diseño de la propuesta. Para ello se hacen entrevistas a fisioterapeutas que laboran en el hospital del IESS de Ibarra, así como a profesores de la Carrera de Terapia Física, de la Universidad Técnica del Norte. Posteriormente, se realiza una recopilación bibliográfica acerca de la anatomía del tobillo y dispositivos utilizados en la actualidad para la recuperación en el adulto mayor, así como también, de los elementos electrónicos y de control que intervienen en la construcción del rehabilitador en base a los criterios y restricciones establecidas inicialmente. Se hace un estudio de las condiciones de carga a las cuales estará sometido el dispositivo. Se plantea una solución y se discute con los fisioterapeutas involucrados en la investigación, para luego realizar el diseño mecánico del dispositivo.

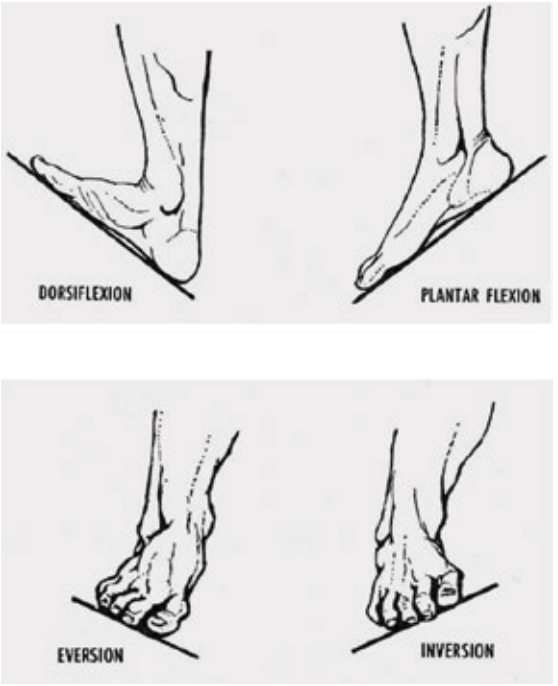
Una vez verificado el funcionamiento de la solución se procede a realizar el diseño electrónico del dispositivo. Se plantean alternativas para seleccionar la interface del sistema de rehabilitación escogiendo la creación de un videojuego con software libre. Seguidamente, se realiza la construcción y ensamblaje del aparato para finalmente realizar las pruebas de funcionamiento.

Se valida el rehabilitador de tobillo realizando pruebas tanto en personas sanas como en pacientes geriátricos que ingresan al hospital del IESS de Ibarra. Cabe destacar que algunos de los pacientes tuvieron algún tipo de limitación articular. Las pruebas con personas sanas verificaron que el dispositivo es capaz de alcanzar los rangos normales de movimientos articulares del tobillo. Estos resultados permitieron a los fisioterapeutas verificar el funcionamiento del rehabilitador antes de ser probado con pacientes que tengan algún tipo de limitación articular o que requieren de una rehabilitación de tobillo. Luego, se realizaron las pruebas en 22 pacientes geriátricos con limitaciones en su movimiento articular y con una valoración en riesgo de caídas entre moderado y alto.

Rehabilitador virtual interactivo de tobillo

Se diseña este dispositivo rehabilitador de tobillo de manera que proporcione movimientos de dorso flexión, plantar flexión y eversión-inversión, los cuales pueden verse en la figura 2.

Figura 2
Movimientos del tobillo



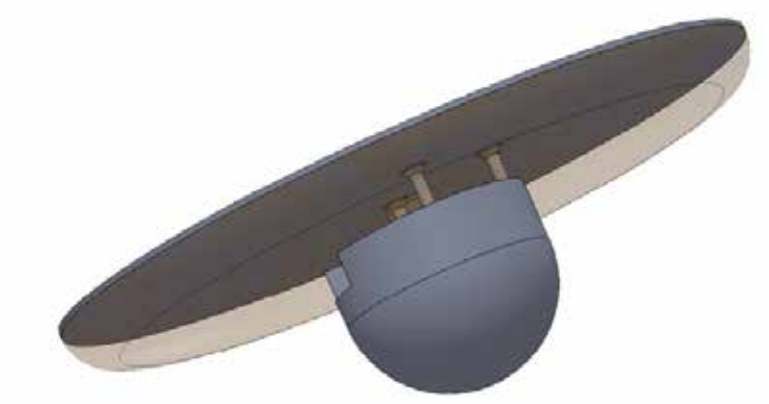
Fuente: Kapandji, 1982

El diseño mecánico del disco se realizó en base a las medidas antropométricas del adulto mayor, movimientos de tobillo, dimensiones de los dispositivos electrónicos y de control que va a alojar en su interior y en base a medidas de dispositivos rehabilitadores similares. Además, se establece los siguientes requerimientos del dispositivo:

- Brindar un rango de movimiento de dorso flexión y plantar flexión de 25°, así como también un movimiento de eversión e inversión de 12°.
- Adaptarse a diferentes tamaños de pie.
- Que el disco no sobrepase los 15 cm de altura y los 35 cm de ancho, según requerimientos de los fisioterapeutas.
- El material debe ser resistente a la carga aplicada.
- Tener un peso máximo de 5 kg para que sea manipulable por el personal de salud encargado de la rehabilitación.
- Al ser hecho con fines comerciales, debe ser fácil de llevar, barato, adaptable, liviano y estéticamente agradable de ver.

En la figura 3 se muestra el disco, el cual en su interior alberga a todos los dispositivos de control del sistema rehabilitador. El mismo consta de tres partes principales que son: semi-esfera, plato y cubierta. Para el diseño mecánico del disco se toma en cuenta el peso de la pierna de 171,67 N.

Figura 3
Diseño mecánico del disco

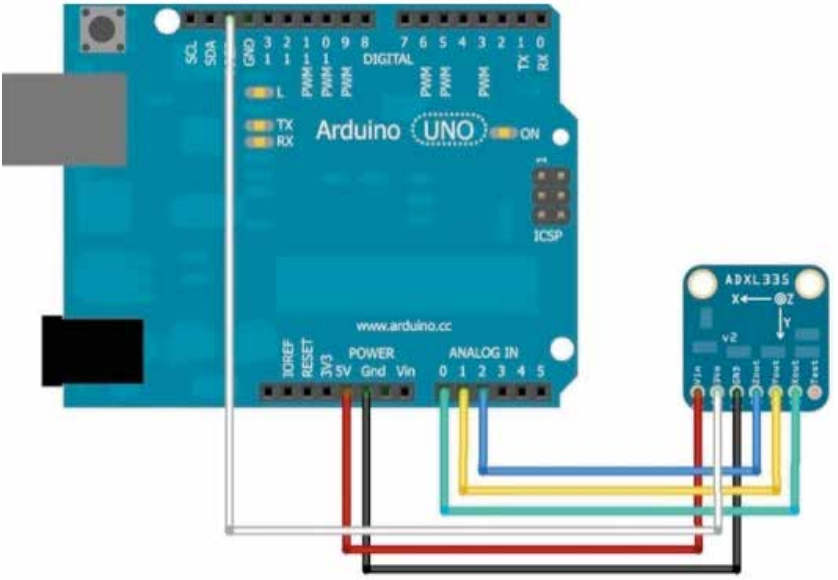


Fuente: los autores

Diseño electrónico

La parte electrónica y de control es manejada por un Arduino UNO, el cual recibe las señales del sensor, las codifica y se envían a Unity para implementar la interacción con ambientes virtuales (figura 4).

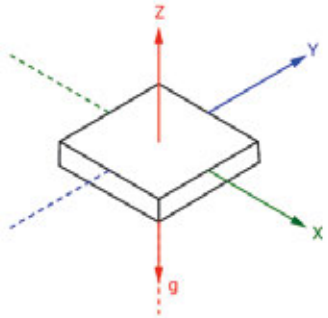
Figura 4
Diagrama del circuito de control



Fuente: los autores

El sensor utilizado es un acelerómetro analógico tri-axial (ADLX335) capaz de medir la variación de aceleración y posición en cualquiera de sus ejes. Sin embargo, cuando este se encuentra estático, la única aceleración que detecta es la gravedad que tira hacia abajo, como se muestra en la figura 5.

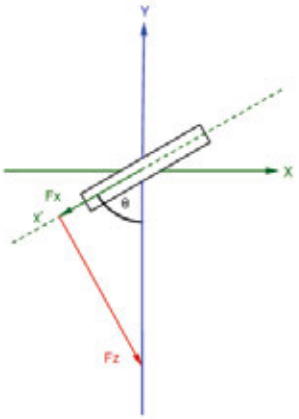
Figura 5
Acelerómetro en posición estática



Fuente: los autores

Usando esta aceleración (gravedad) puede calcularse el ángulo de inclinación del sensor con respecto al eje vectorial de la gravedad, como se puede ver en la figura siguiente.

Figura 6
Acelerómetro inclinado



Fuente: los autores

Ambiente virtual

Los ambientes virtuales se diseñaron en base a especificaciones fisioterapéuticas y en base a rutinas establecidas para realizar la rehabilitación funcional del tobillo. Aspectos como el color, las figuras, el sonido y el tamaño siguieron estos requerimientos:

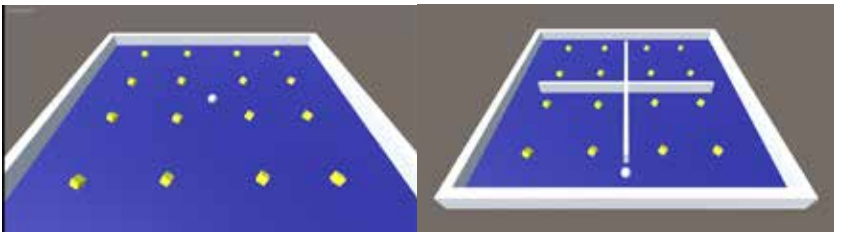
- Sin sonido, debido a que puede llegar a aturdir al adulto mayor.
- Colores que tengan contraste, pues ayudan al adulto mayor a identificar con mayor facilidad las figuras.
- Sin exceso de elementos en el ambiente virtual, ya que esto distrae al adulto mayor y puede causar fatiga visual.

En la figura 7 se observa dos de estos ambientes virtuales diseñados específicamente para el adulto mayor. Esta interfaz gráfica, mediante videojuegos, le permite interactuar al paciente con su rehabilitación, y al ser interactivo se garantiza la maximización de resultados en cualquier tipo de terapia física que se realice. El objetivo del videojuego es atrapar los cubos flotantes que están en el entorno con la esfera, así, el paciente, inconscientemente, realiza los movimientos de flexo-extensión, flexión plantar e inversión-eversión, los cuales son necesarios para la rehabilitación funcional del tobillo.

Este rehabilitador aumenta los rangos de movimiento del tobillo, mejora el equilibrio, mejora la concentración y la propiocepción, así como también la coordinación y memoria. Todo esto lleva a que el adulto mayor reduzca considerablemente su riesgo de caída, aumentando su confianza y mejorando su estilo de vida.

La propuesta presentada mejora la actitud del paciente a realizar la rehabilitación, donde pasa de ser un receptor de órdenes por parte del fisioterapeuta a jugar y —paralelamente— realizar su propia rehabilitación. En otras palabras, el paciente va a divertirse y sin darse cuenta que está habilitando de nuevo a su tobillo.

Figura 7
Ambientes virtuales



Fuente: los autores

Pruebas de funcionamiento

Una vez realizado el diseño mecánico, electrónico, virtual, se procede a realizar las pruebas de funcionamiento del rehabilitador. Para lo cual primero se realiza pruebas con una persona sana, para verificar que el dispositivo es capaz de alcanzar los rangos normales de movimientos articulares del tobillo. Los resultados con personas sanas son recomendables para la certificación del dispositivo antes de ser probado con pacientes que tengan algún tipo de limitación articular o que requieren de una rehabilitación de tobillo. A continuación, se presentan los resultados experimentales del rehabilitador virtual interactivo cuando se aplica a una persona sana como se muestra en la figura 8.

En la primera prueba se selecciona un paciente sano con una altura de 165 cm y un peso de 65 kg, en donde el paciente llega a realizar movimientos de dorso flexión, plantar flexión, así como también eversión-inversión dentro de los rangos normales, por lo que podemos concluir que los resultados obtenidos indican un buen desempeño del rehabilitador.

Figura 8
Terapia en paciente sano

Fuente: los autores

La segunda prueba se realiza con veintidós pacientes adultos mayores del hospital del IESS con cierto tipo de limitaciones funcionales y con un alto riesgo de caídas, tal como se muestra en la figura 9.

Figura 9
Paciente geriátrico rehabilitándose

Fuente: los autores

El riesgo de movilidad es un factor importante para la valoración del adulto mayor que ingresa a hospitalización, es así que se puede clasificar los tipos de riesgos en: bajo, moderado y alto. El riesgo bajo comprende a pacientes que a pesar de tener limitaciones fisiológicas son capaces de movilizarse por su propia cuenta. El riesgo moderado comprende a aquellos pacientes con movilidad limitada que requieren rehabilitación. El riesgo alto comprende a aquellos pacientes que requieren supervisión las 24 horas ya que su movilidad es muy compleja. Esta escala de riesgo de caídas se maneja internamente en la institución para identificar el tipo de ayuda que requiere el paciente.

Resultados

Luego de haber realizado las pruebas experimentales con los pacientes geriátricos que asisten al IESS de Ibarra, se realizó una entrevista para conocer la opinión del adulto mayor en relación con la utilización del rehabilitador. Lo común expresado por los pacientes fue la dificultad al inicio de la realización del juego, debido a que les pareció complejo y dificultosas las instrucciones. Sin embargo, después de dos sesiones, el adulto mayor pudo comprender la filosofía del juego. Los investigadores suponen que la dificultad al inicio de la rehabilitación obedece a la poca experiencia en el uso de dispositivos electrónicos computacionales.

Por otra parte, basado en las historias clínicas de los pacientes, el fisioterapeuta realiza la evaluación respectiva de la recuperación del tobillo del adulto mayo, arrojando un aumento de la misma de 0,73 a 2,04. De igual manera, el especialista de la salud evidencia un aumento de los rangos articulares de la articulación.

Conclusiones

Los resultados presentados confirman que efectivamente las implicaciones de movimiento activo en la rehabilitación de adultos mayo-

res muestran cambios sustantivos en la funcionalidad del tobillo, permitiendo mejorar la función músculo-esquelética en el adulto mayor. Adicionalmente, se incrementan los rangos de movimientos del tobillo y se mejorara el equilibrio trayendo una reducción de riesgo de caídas.

Por otra parte, mejorando el balance y el control postural en sujetos adultos mayores, se mejora la propiocepción, concentración y la memoria del paciente.

El dispositivo diseñado, a bajo costo, representa una alternativa que pueden utilizar los fisioterapeutas para asistir y garantizar la rehabilitación en los adultos mayores.

Referencias

Alvear Suárez, A. y Quintero Ramírez, G. E. (2012). *Ambientes virtuales para rehabilitación física y cognitiva*. Panamá: s.e.

Cadena, F., Sanipatín, J., Verdezoto, G., Cervantes, H., Ortiz, D. y Ojeda, D. (2015). *Acquisition and Conditioning of Electromyographic Signals for Prosthetic Legs*. Quito, IEEE Conference Publications (pp. 360-365).

De la fuente Bacelis, T., Quevedo Tejero, E., Jiménez Sastré, A. y Zabala Gonzales, M. (2010). *Funcionalidad para las actividades de la vida diaria en el adulto mayor*. México: Universidad Juárez Autónoma de Tabasco.

Ferrer, A., Formiga, F., Monserrate, E. y Verges, D. (2014). Envejecimiento satisfactorio e indicadores de fragilidad en adultos mayores de la comunidad. Estudio Octabaix. *Atención Primaria*, *46*(9), 475-482.

Kapandji, I. A. (1982) The Physiology of the Joints: Lower Limb, Volume 2. Churchill Livingstone. Second edition.

Ladinez Parra, N. S., Contreras Valencia, K. y Castillo Villamil, A. (2012). Proceso de envejecimiento, ejercicio y terapia. *Revista Cubana de Salud Pública*, 9.

Ortiz, D., Zurita, D., Proaño, A. y Ojeda, D. (2015). *Knee prosthesis controlled by electromyographic signal*. San Servolo, Italy: s.e.

Saglia, J. Tsagarakis, N. (2009). *A high performance 2 DOF over-actuated parallel mechanism for anckle rehabilitation*. IEEE International conference on robotic and automation. Kobe, Japan.

Valencia, F., Lima, X., Ojeda, D. y Ortiz, D. (2017). Prótesis de rodilla externa mecatrónica. *Biomecánica*, *23*, 33-56.

Prótesis de tobillo para personas con amputaciones transtibiales

Edisson Gómez[1]
Diego Ortiz[2]
y David Ojeda[3]

Resumen
Se presenta como innovación el diseño y construcción de un prototipo de prótesis biomecatrónica para personas con amputaciones transtibiales. El estudio está enmarcado en el proyecto de producción de prótesis robóticas por parte de la Universidad Técnica del Norte (UTN), cuyo propósito principal es la generación de dispositivos de alta calidad y bajo precio, de manera que todos los ecuatorianos tengan acceso a esta tecnología. El trabajo corresponde al diseño de un pie protésico para una persona adulta de 700 N de peso, con nivel 2 de movilidad, que le permita deambular en espacios abiertos sin restricciones. Para llevar a cabo este diseño se realiza un modelado CAD/CAM/CAE usando el software SolidWorks. Se selecciona un pie de fibra de carbono (LP Vari-Flex) debido a que cumple con las características de amortiguación durante la marcha. Durante el proceso de CAE se evaluaron las fuerzas de reacción generadas en las tres etapas principales de la marcha humana: contacto talón, apoyo medio y despegue. Para proporcionar los movimientos de flexo-extensión se selecciona un moto-reductor modelo Maxon de 60W. Los componentes de la estructura son fabricados en aluminio 7075. Finalmente, se obtuvo un prototipo que posteriormente será sometido a pruebas funcionales.

Introducción

El Gobierno ecuatoriano planteó en 2013 el denominado Plan Nacional del Buen Vivir, cuyo tercer objetivo se refiere a mejorar la cali-

1 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (ediss_18@hotmail.com).
2 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (dlortiz@utn.edu.ec).
3 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (daojeda@utn.edu.ec).

dad de vida de su población, con la política de "Fortalecer los servicios de rehabilitación funcional y de entrenamiento para la autonomía personal, respetando su contexto socio-cultural" (SENPLADES, 2013). Este proyecto se relaciona con la generación de soluciones para mejorar la movilidad de personas con discapacidad para garantizar su inclusión en la sociedad. Según la Constitución del Ecuador de 2008: "Todas las personas son iguales y gozarán de los mismos derechos y oportunidades", por tal motivo la tecnología asegura, en cierta medida, que los derechos de las personas con discapacidad no sean vulnerados.

Desde el año 2014, las carreras de Ingeniería Mecatrónica y Terapia Física, de la UTN, han desarrollado prototipos de dispositivos médicos utilizando conceptos de biomecatrónica y tecnología aplicados a la salud y el bienestar ciudadano de bajos recursos económicos (Cadena *et al.*, 2015; Valencia *et al.*, 2017a y 2017b; Ortiz *et al.*, 2015; Jaramillo *et al.*, 2017).

Por otra parte, el Consejo Nacional para la Igualdad de Discapacidades (CONADIS) registró 411 721 personas en Ecuador con algún tipo de discapacidad, de los cuales el 47,37% poseen discapacidad física (CONADIS, 2016).

De acuerdo con lo anterior, el propósito de esta investigación es el desarrollo de prótesis biomecatrónicas a bajo costo con la finalidad de mejorar la calidad de vida de las personas con amputación transtibial, en especial para los ciudadanos de escasos recursos económicos.

Antecedentes

Phillips y Pouchak (2003) propusieron una simple y económica prótesis que incorpora un tobillo puesto en almohadillas. Incluye un bloque del tobillo formado de un material elástico que garantiza las características de retorno de energía. El bloque del tobillo se encuentra entre un elemento del pie y un elemento del tobillo, asimismo, una o más aperturas se extienden a través de dicho bloque. El tamaño y forma

de estas aperturas y la inserción de diferentes tipos de refuerzos, proporcionan las características de desempeño deseadas al bloque del tobillo. Cuando el bloque del tobillo toma la forma de las ampollas inflables, la presión dentro de estas ampollas es controlada individualmente por las válvulas para proporcionar las características del rendimiento deseadas a las diferentes porciones de la prótesis del pie.

En 2006, Townsend y Kent (2006) desarrollaron una prótesis para mejorar la marcha y calidad del amputado, que participa en actividades como caminar, correr y saltar. Se forma un pie y un tobillo de la prótesis monolíticamente como un miembro elástico, incluye una pieza de contorno (pieza de compresión) que forma una articulación del tobillo. Un agujero se extiende continuo al miembro elástico con la periferia del agujero que forma una superficie lateral anterior del contorno. El miembro elástico anterior al agujero incluye un orificio, que permite el movimiento sobre el eje de unión del tobillo, mientras proporciona una parada en la dorsiflexión. El agujero es estirado hacia arriba de manera tal que el contorno es parado en la curva convexa.

Van Phillips (2003) creó una prótesis de pie caracterizada por una porción de tobillo intercambiable y desmontable. La porción de pie y la porción de tobillo son fabricadas de láminas de un polímero impregnado y encapsulado, incluyendo también fibras de carbono, fibras sintéticas y Kevlar. La conexión desmontable de la parte del tobillo permite intercambiar las porciones de pie y tobillo para igualar el peso, el andar y la actividad de quien utiliza la prótesis de pie. Posee tornillos entre la parte del pie y la parte del tobillo que proporciona un ajuste adicional. Una abrazadera proporciona el ensamble de varios de los componentes.

Scott (2005) propone una prótesis de pie que incluye una base con la forma de la planta del pie común y elásticamente flexible que se extiende entre dos o más plataformas para formar una o más articulaciones flexibles entre ellas. Las plataformas incluyen una base del dedo del pie, una base de la sección media del pie y una plataforma para el

talón. Una tibia de apoyo está dispuesta sobre las plataformas para ser posicionado sobre un área del tobillo del pie. Una primera ballesta se extiende de la plataforma del dedo del pie a la tibia de apoyo. Una segunda ballesta se extiende de la tibia de apoyo a la plataforma de la sección media del pie. Una tercera ballesta se extiende de la tibia de apoyo a la base del talón.

Herr (*et al.*, 2014) generó un avance importante para las personas que sufrieron la amputación de la parte inferior de una pierna, a través de la creación de un dispositivo en el Centro para Medicina Restaurativa y Regenerativa, una iniciativa de colaboración en investigación que incluye a la Universidad Brown. La prótesis, diferente a cualquier otra, propulsa a los usuarios usando un motor eléctrico y resortes similares a tendones. El dispositivo prototipo reduce la fatiga, mejora el equilibrio y proporciona a los usuarios un modo de andar más fluido y verdaderamente natural. Este diseño produce tres veces el empuje de una prótesis convencional.

Un equipo de la Universidad de Queen desarrolló una novedosa prótesis de pie destinada a individuos que han sido víctimas de las minas terrestres. Su diseño permite la recuperación de energía dadas las propiedades del elastómero de poliéster termoplástico DuPont Hytrel rígido y flexible, para proporcionar al usuario ventajas en términos de estabilidad, eficacia y confort. Un aspecto clave de su diseño reposa en su quilla, una única pieza con forma de "S", moldeada por inyección en Hytrel 8238, que actúa como un muelle para proporcionar el almacenamiento y retorno de energía durante el ciclo de marcha. El principio de retorno de energía incorporado en el diseño del Niagara Foot permite al usuario caminar de forma más natural que con los diseños convencionales.

Metodología

Para desarrollar la presente investigación, se llevó a cabo el siguiente procedimiento:

Selección del paciente. A través de la Fundación Prótesis Imbabura, se selecciona un paciente masculino de 40 años de edad y peso de 900 N con cinco años de amputación transtibial.

Selección del material. Siguiendo directrices del PNBV, específicamente en el objetivo referido con el cambio de la matriz productiva, se selecciona el Aluminio 7075 para los componentes estructurales de la prótesis, ya que mantiene una buena relación peso/resistencia y se comercializa en el Ecuador.

Desarrollo del modelo virtual. Haciendo uso del programa computacional SolidWorks, se procede al diseño de la propuesta de prótesis, dimensionando cada uno de los componentes y estableciendo el procedimiento de ensamblaje. Posteriormente, se fijan las condiciones de contorno en el modelo, en base a las tres etapas de la marcha humana. Finalmente, haciendo uso del módulo Ingeniería Asistida por Computadora (CAE), se evalúa los esfuerzos, desplazamientos y el factor de seguridad para obtener un prototipo virtual.

Selección de los elementos electromecánicos. En base a las características del modelo propuesto, se seleccionan los elementos que proporcionarán los movimientos requeridos en la prótesis.

Construcción del prototipo. Se procede a la mecanización del prototipo haciendo uso de un Centro de Mecanizado CNC. Una vez culminada la construcción de la prótesis, se realizarán pruebas biomecánicas específicas dentro de las fases de la marcha humana.

Resultados obtenidos

El diseño se plantea en función de las características esperadas y de las limitaciones asociadas a la solución. Específicamente, se pretende obtener un modelo protésico que cumpla con las especificaciones tobillo-pie del paciente seleccionado en cuanto a peso, geometría y funcionalidad. El sistema debe ser capaz de controlar la posición de las

articulaciones durante la fase de oscilación. La prótesis debe proporcionar tolerancia a golpes suficiente para evitar daños en el mecanismo durante el golpe del talón. Empleando los criterios biomecánicos y los resultados de Au (*et al.*, 2009), se proponen los siguientes parámetros:

Tamaño. En promedio, el nivel de amputación para un amputado transtibial es aproximadamente dos tercios de la longitud del complejo tobillo-pie humano normal, que es de unos 32 cm (Seymour, 2002) con una altura total de 1,80 m.

Peso. Una estimación aproximada del peso de la extremidad es alrededor de 2,5 kg para una persona de 75 kg.

Rango de rotación. El rango propuesto de rotación de la articulación para la prótesis se basa en el rango de tobillo humano normal de movimiento durante la marcha. Las mediciones obtenidas en el simulador OpenSim muestran un movimiento normal de 10,75º de dorsiflexión dorsal y de 14,07º de flexión plantar durante la marcha.

Velocidad. El tobillo humano, durante la marcha, posee velocidad lenta, normal y rápida, las cuales son: 0,9 m/s; 1,25 m/s y 1,79 m/s (Au *et al.*, 2009). La prótesis de esta investigación está diseñada para una velocidad de 1,10 m/s.

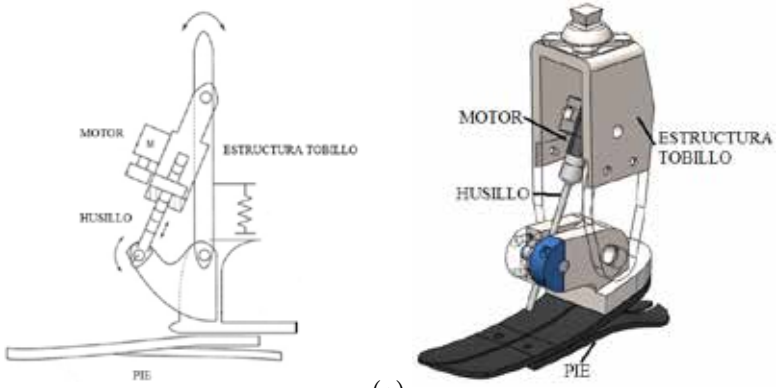
Elasticidad y resistencia del material. El sistema laminar (pie) es también una característica de diseño importante para la prótesis, ya que puede evitar daños a la transmisión, debido a las cargas de choque, especialmente en el golpe del talón.

Solución propuesta

En base a las especificaciones anteriores, en la figura 1 se presenta la solución propuesta, novedosa para el diseño de la prótesis transtibial de tobillo. En la figura 1a se indica el esquema funcional señalando y con las flechas se señala el movimiento de flexo-extensión del tobillo requerido en la prótesis, el cual es proporcionado por un actuador eléctri-

co lineal de fuerza controlable (sistema motor- reductor y husillo). Por otra parte, en la figura 1b se muestran los componentes estructurales de la prótesis.

Figura 1
Modelo propuesto para la prótesis de tobillo



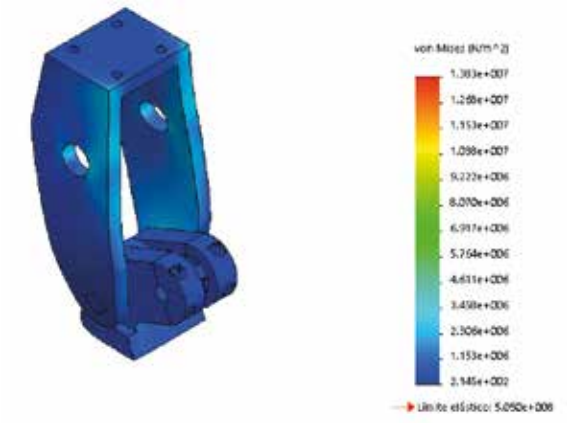
(a) (b)

(a) Esquema funcional
(b) Componentes estructurales
Fuente: los autores

Análisis de esfuerzos y desplazamientos

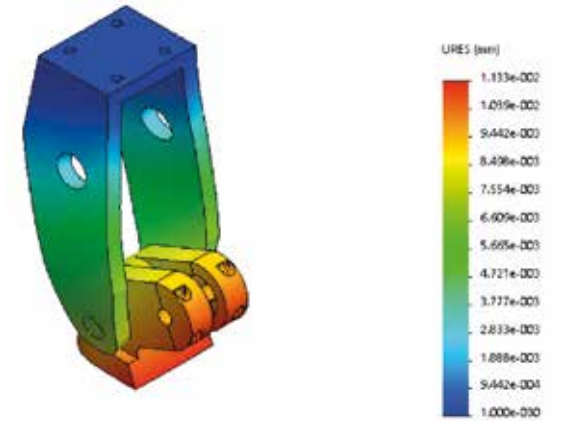
Para determinar la respuesta a los efectos de las cargas mecánicas aplicadas a la prótesis, se supone una condición crítica de carga estática, basada en la posición contacto-talón de la marcha humana, en la cual el peso del miembro inferior descansa sobre los elementos estructurales de la prótesis. Utilizando elementos cuadráticos de alto orden para la discterización de elementos finitos, se obtiene una distribución de esfuerzos cuyo máximo valor está localizado, de manera lógica, alrededor de los agujeros de la estructura superior, como se observa en la figura 2. Por otra parte, para el sistema de cargas aplicadas podrían ocurrir desplazamientos inferiores a 0,1 mm (figura 3), lo cual se considera despreciable.

Figura 2
Resultado de esfuerzos (MPa)
en el modelo propuesto para la prótesis de tobillo



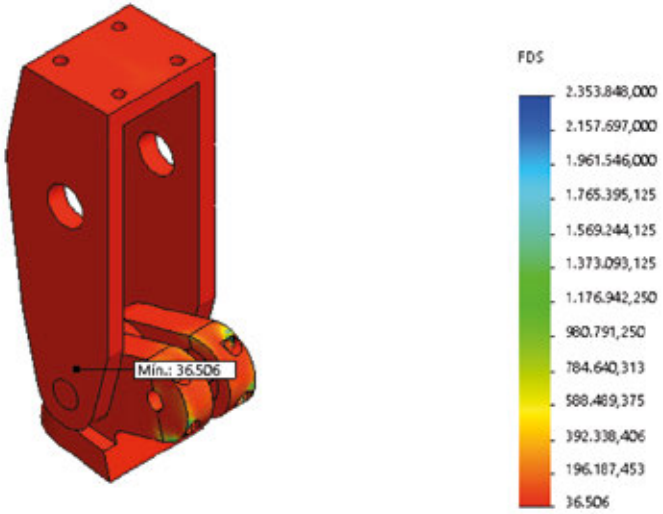
Fuente: los autores

Figura 3
Resultado de desplazamientos (mm)
en el modelo propuesto para la prótesis de tobillo



Fuente: los autores

Figura 4
Resultado del factor de seguridad
en el modelo propuesto para la prótesis de tobillo



Fuente: los autores

Con el resultado del factor de seguridad obtenido a partir del análisis (36,506), mostrado en la figura 4, se comprueba la factibilidad de la utilización del aluminio 7075, aprovechando las propiedades mecánicas de este material como rigidez y resistencia, así como la característica física asociada a la densidad —una de las propiedades más favorables del aluminio— y por otra parte garantizando la utilización de un material económico en comparación con otros materiales como titanio o fibra de carbono, que son utilizados para fabricación de prótesis. Desde el punto de vista del mecanizado, es importante destacar que el aluminio posee buenas propiedades de maquinado y apropiada resistencia de material a altas temperaturas, por lo cual se puede utilizar para fabricar prótesis haciendo uso de maquinarias CNC.

Selección del motor

La selección del motor se basó en las características técnicas de los motores y el análisis de esfuerzos de los componentes estructurales de la prótesis. Se seleccionó el motor Maxon EC 16 Ø16 mm, conmutación electrónica (Brushless), 60 W. Las conmutaciones electrónicas se caracterizan por un favorable comportamiento de par motor, gran potencia, un rango de velocidades de giro extremadamente amplio y, por supuesto, por su insuperable vida útil. Adicionalmente, se aprovecharán las ventajas ofrecidas por este tipo de motor tales como: ausencia de par de retención, alto rendimiento, relación lineal tensión/velocidad, relación lineal carga/velocidad, capacidad de soportar sobrecargas, construcción compacta, menores dimensiones y amplias posibilidades para combinar motores con reductores, husillo y *encoders*. En la tabla 1 se muestran las especificaciones técnicas del motor seleccionado.

Tabla 1
Especificaciones técnicas del motor

Valores a tensión nominal	
Tensión nominal	12 V
Velocidad nominal	32 500 rpm
Par nominal (máx. par en continuo)	17,2 mNm
Corriente nominal (máx. corriente en continuo)	5,82 A
Máx. rendimiento	85%
Tipo de rodamiento/cojinete	Rodamiento a bolas
Velocidad límite	70 000 rpm
Peso	58 g

Fuente: Maxon, 2016

Selección del reductor

Se selecciona un reductor de adaptación directa al motor con las especificaciones indicadas en la tabla 2.

Tabla 2
Especificaciones técnicas del reductor

Datos generales	
Versión	**Cerámica**
Máx. rendimiento	90%
Longitud del reductor (L1)	18,1 mm
Máx. carga axial (dinámica)	12 N
Máx. fuerza axial de montaje a presión	100 N
Peso	22 g

Fuente: Maxon, 2016

Selección del husillo

Para la selección del husillo se basó en la configuración del motor y el reductor, además de la longitud de la carrera máxima y el tipo de husillo, que en este caso es el de bolas, debido a los parámetros anteriormente descritos.

Tabla 3
Especificaciones técnicas del husillo

Datos generales	
Tipo de reductor	GP
Diámetro exterior	16 mm
Versión	Transmisión de husillo de bolas
Relación de reducción	1:1
Longitud del husillo	100,9 mm
Máx. carga axial (dinámica)	500 N
Máx. fuerza axial de montaje a presión	500 N
Peso	52 g

Fuente: Maxon, 2016

Selección del adaptador

Se utilizará un adaptador de tipo macho (figura 5) con la finalidad de adaptar con otros tipos de adaptadores. El adaptador está probado bajo la norma ISO 10328 para un nivel de carga A100 + 20%, el límite de peso es de 100 kg/220 lb.

Figura 5
Adaptador

Fuente: los autores

Estos elementos comerciales están disponibles en acero inoxidable, aluminio y titanio, y son utilizados para prótesis de impacto y peso corporal moderado. En la tabla 4 se indican las características del adaptador seleccionado.

Tabla 4
Características del adaptador

Capacidad	100 kg (220 lbs)
Material	Aluminio / acero inoxidable
Altura	23,5 mm / 15 / 16”
Altura de montaje	9 mm / 3 / 8”
Peso	62 g

Fuente: Össur, 2017

Selección del pie protésico

La selección del pie protésico está basada en las características, propiedades y la absorción de energía durante el contacto inicial, en la respuesta a la carga a medida que el amputado transfiere el peso del cuerpo al pie protésico. Para este modelo particular se seleccionó el pie protésico LP Vari-Flex de fibra de carbono de OSSUS, debido a que está constituido por varias capas de fibra de carbono, el cual aporta flexibilidad y resistencia, garantizando que la deflexión de la parte anterior del pie desde el apoyo plantar medio al apoyo plantar final sea proporcional al peso del usuario y al nivel de impacto. En la tabla 5 se muestran las especificaciones del pie seleccionado.

Tabla 5
Especificaciones del pie protésico

Nivel de amputación	Transtibial
Nivel de impacto	Bajo a alto
Peso máximo del usuario	116 kg (365 lb)
Talla	22-30
Peso del pie	540 g (19 oz)
Altura de montaje	100 mm (3/8")
Opciones de adaptador	Pirámide macho o adaptador laminar

Fuente: los autores

En la figura 6 se muestra el pie protésico seleccionado.

Figura 6
Pie protésico LP Vari-Flex

Fuente: Össur, 2017

Conclusiones

La solución obtenida logra ser un diseño a bajo costo, ya que su valor de construcción estuvo cercano de los 1 500 USD, implicando que el costo de fabricación corresponde a un 80% por debajo de dispositivos similares encontrados en el Ecuador. Esto se debe a la sencillez y funcionalidad del diseño propuesto.

Los materiales y componentes usados para la fabricación del dispositivo fueron encontrados en el país, demostrándose su factibilidad técnica y la independencia de compras en el exterior.

El programa computacional de diseño utilizado fue suficiente y satisfactorio para obtener la solución acorde a los criterios establecidos inicialmente.

Agradecimientos

Los autores quieren agradecer a la Universidad Técnica del Norte por el apoyo técnico y financiero prestado para llevar a cabo esta investigación.

Referencias

Au, S., Weber, J. y Herr, H. (2009). Powered Ankle--Foot Prosthesis Improves Walking Metabolic Economy. *Transactions on Robotics*, *25*(1), 51-66.

Cadena, F. y otros, 2015. *Acquisition and Conditioning of Electromyographic Signals for Prosthetic Legs*. Quito, Conference Publications (pp. 360-365).

CONADIS, 2016. *Información estadística de personas con discapacidad*. Quito: Vicepresidencia de la República del Ecuador.

Herr, H., Blaya, J. y Pratt, G. (2014). *Active ankle foot orthosis*. EE. UU., patente nº US 8808214 B2.

Jaramillo, M., Ortiz, D. y Ojeda, D. (2017). *Fundamentos para el diseño de prótesis externas*. Quito, Congreso de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación.

Maxon. (2016). *Maxon 3D for the real world*. Recuperado de https://www.maxon.net/es/

Ortiz, D., Zurita, D., Proaño, A. y Ojeda, D. (2015). *Knee prosthesis controlled by electromyographic signal*. San Servolo, Italia: s.e.

Össur. (2017). *Össur: Life without limitations*. Recuperado de www.ossur.es

Phillips, V. (2003). *Foot prosthesis having auxiliary ankle construction*. EE. UU., patente nº US 5181932 A.

Phillips, V. y Pouchak, H. (2003). *Foot prosthesis having cushioned ankle*. EE. UU., patente nº WO 2002038087 A3.

Scott, M. (2005). *Prosthetic foot*. EE. UU., patente nº WO 2005025463 A1.

SENPLADES. (2013). *Plan Nacional del Buen Vivir 2013-2017*. Quito: SENPLADES.

Townsend, B. y Kent, B. (2006). *Prosthetic foot with tunable performance*. EE. UU., patente nº EP 1729698 A2.

Valencia, F., Lima, X., Ojeda, D. y Ortiz, D. (2017a). Prótesis de rodilla externa mecatrónica. *Biomecánica*, *23*(1), 33 - 56.

Valencia, F., Ortiz, D. y Ojeda, D. (2017b). *Design and testing of low-cost knee prosthesis*. Salinas, Ecuador, Ecudorian Technical Conference Meeting.

Camilla para movilización y bipedestación de pacientes

Diego F. Carvajal[1],
Christian Vásquez[2],
Diego L. Ortiz[3]
y David Ojeda[4]

Resumen

El presente trabajo nace de la necesidad de mejorar la calidad del tratamiento de rehabilitación que reciben los pacientes que tienen incapacidad total o parcial para desplazarse y cambiar de posición por su propia motricidad; así como también reducir el riesgo ergonómico que se presenta en los fisioterapistas al momento de asistir a los pacientes con dichas características. En el proceso de diseño se plantean varias alternativas de solución para satisfacer las diferentes necesidades a las que debe responder el prototipo y luego de analizarlas se selecciona la más conveniente. Se lleva a cabo el análisis de esfuerzos en base al sistema de cargas que debe soportar la estructura de la camilla, empleando como herramienta computacional el programa SolidWorks. Adicionalmente, se efectúa la selección de los actuadores lineales que accionarán los diferentes movimientos de la camilla. Por otra parte, se realiza el diseño del sistema de control en base a la tarjeta seleccionada y al final se implementa el sistema completo. El prototipo obtenido permite realizar los movimientos de flexión de rodillas, elevación de piernas y elevación de tronco, así como la bipedestación y movilización del paciente a diferentes ambientes según sus necesidades. Otra característica, conveniente para los usuarios, es el control de altura de la camilla desde el piso en un rango de 70 a 100 cm.

Introducción

1 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (diegofcarvajalf@hotmail.com).

2 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (crvasquez@utn.edu.ec).

3 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (dlortiz@utn.edu.ec).

4 Ingeniería en Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (daojeda@utn.edu.ec).

Diversos factores pueden ocasionar en el ser humano la disminución considerable de su movilidad, las causas pueden ser accidentes cerebrovasculares, traumatismos medulares, entre otros. Una de las consecuencias es la incapacidad parcial o total de desplazarse y cambiar de posición por su propia motricidad.

Las personas que tienen movilidad limitada pueden presentar problemas como: la rotura de la piel y las escaras, la debilidad muscular, las caídas, la depresión, la neumonía y la pérdida total de movilidad con inmovilidad prolongada. La formación de coágulos de sangre, así como la constipación también podrían aparecer como resultado de la movilidad limitada.

Es parte importante dentro del plan de cuidado de pacientes con movilidad física dañada el ofrecerles un ambiente seguro para su rehabilitación, mantener la capacidad de movimiento que tengan y prevenir el futuro deterioro de sus habilidades funcionales. La pérdida de la capacidad de movimiento por parte del paciente dificulta el trabajo para los empleados de salud. Pacientes hospitalizados y ambulatorios necesitan movilizarse adecuadamente para poder recibir el tratamiento según su necesidad. Pacientes encamados necesitan ser movilizados en posición supina o en posición bípeda y esto hace que el trabajo del personal de salud sea más complicado.

Según un estudio realizado para determinar el riesgo ergonómico en fisioterapeutas del Departamento de Investigación y Docencia de Lesiones Centrales del Instituto Nacional de Rehabilitación del Callao, en el cual cada fisioterapeuta fue evaluado durante su labor con tres pacientes realizando el manejo de cinco posturas de estabilización (posición de cuatro puntos, arrodillado con apoyo anterior, sentado, bípedo y posición de paso anterior), en 7/9 se encontraron niveles de riego alto y en 2/9 riesgo medio. Según el sexo, 5/5 mujeres y 2/4 varones tuvieron riesgo alto, mientras 2/4 varones tuvieron riesgo medio (Leyva *et al.*, 2011).

Causa contrariedad que, siendo los terapistas los encargados de atender pacientes afectados por lesiones ocupacionales debido a la mala

postura, sean ellos también afectados por este mismo motivo mientras realizan su trabajo. Esto se debe en parte a la falta de equipamiento acorde a las necesidades ergonómicas y de trabajo para el paciente y el terapista, y también a la incorrecta distribución del espacio físico en el área asignada a rehabilitación en las unidades de salud.

En Ecuador son escasos los lugares que cuentan con una camilla para movilización en diferentes ángulos y posiciones, ya que no son fáciles de conseguir y su costo es muy elevado, sumado a los valores de importación, lo cual hace mucho más cara su adquisición. Es por ello que la Carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte se ha dado la tarea de diseñar y construir dispositivos médicos de este tipo (Cadena *et al.*, 2015; Jaramillo *et al.*, 2017; Ortiz *et al.*, 2015; Valencia *et al.*, 2017a y 2017b).

Metodología

Revisión bibliográfica. Para llevar a cabo el diseño de la camilla se requiere conocer los inconvenientes que se les presentan a los profesionales del área de terapia física al momento de aplicar la bipedestación y movilidad temprana a los pacientes. Adicionalmente, se requiere distinguir aspectos necesarios para establecer los parámetros de diseño relacionados con el proceso de la bipedestación, la movilidad precoz, antropometría de los pacientes hacia quienes va dirigido el dispositivo y la ergonomía en los fisioterapeutas.

Criterios para el diseño. Se definen los criterios y requerimientos a los cuales debe responder el diseño de la solución, tomando en cuenta los ángulos de los movimientos articulares de la anatomía del paciente, el peso máximo y tamaño de las secciones según la estatura de los pacientes que reciben asistencia y el rango de elevación del nivel de la camilla. De igual manera, se considera que el equipo será utilizado para trasladar al paciente a diferentes ambientes dentro de la unidad de salud. Seguidamente, se realiza un esquema cinemático del mecanismo para identificar las secciones

que son parte del mismo y los movimientos que puede realizar.

Diseño mecánico de la camilla. Se plantea la solución para la estructura y los mecanismos de las secciones de la camilla, para la bipedestación y para el control de la altura de la misma. Se diseña también el sistema de sujeción para mantener al paciente en contacto la camilla. Se propone la utilización de materiales para su fabricación y se determina el estado de esfuerzos a los cuales estaría sometida la camilla en condiciones en operación. Después de realizar una evaluación de cada una, se selecciona la mejor para el diseño final.

Diseño electrónico del equipo. Se seleccionan los actuadores eléctricos que satisfagan estas condiciones de diseño; se escoge, además, el controlador que comanda a los mismos. Se elabora el flujograma de procedimientos que será luego plasmado en la programación del controlador, se selecciona el sistema de batería del equipo y se diseña el mando para uso del terapista. Para finalizar esta fase, se crea un instructivo para facilitar el uso del equipo por parte de los empleados de salud.

Construcción. Con los planos disponibles se procede a la construcción y ensamblaje de los diferentes sistemas con los que cuenta la camilla. Se construye el mando para operar el equipo y se integran todos los sistemas, dando como resultado la camilla para bipedestación y movilización temprana de pacientes.

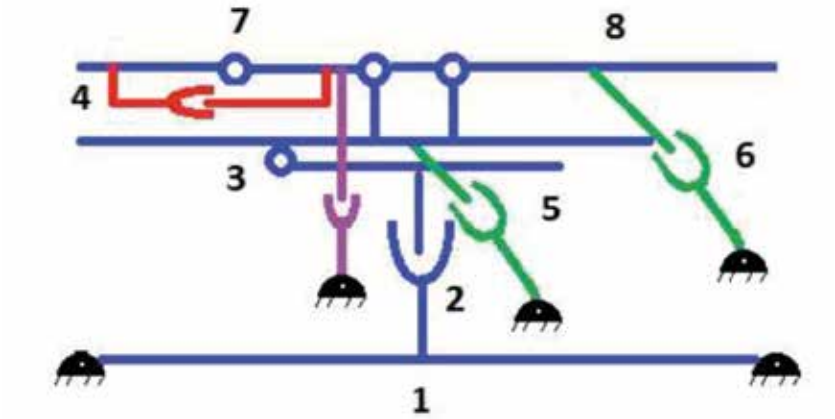
Pruebas. Con el prototipo construido se realizan pruebas para comprobar el correcto funcionamiento de los mecanismos, accionamientos y sistemas. Se revisa que la camilla funcione correctamente con el paciente en ella y se verifica que se logre todas las posiciones requeridas.

Resultados

Especificaciones de diseño mecánico. Partiendo de las características que debe ofrecer la camilla para satisfacer las necesidades que tanto pacientes como fisioterapeutas requieren, se establecen como criterios

de diseño un dispositivo fácil de trasladar que soporte un peso máximo de 100 kg y que cuente con un sistema de sujeción para el paciente; por otra parte, debe ser capaz de levantar la espalda y las piernas hasta un ángulo de 45º, realizar bipedestación, ofrecer regulación de altura y poseer un sistema de control con un mando para el terapista. Para lograr los movimientos requeridos en la camilla, se plantea el esquema cinemático de la figura 1.

Figura 1
Esquema cinemático de la camilla



Leyenda:
(1) Base
(2) Sistema de elevación
(3) Soporte bipedestación
(4) Sistema flexión de rodillas
(5) Sistema bipedestación
(6) Sistema elevación espaldar
(7) Barras de soporte miembros inferiores
(8) Barra de soporte tronco
Fuente: los autores

Selección de materiales. En el proceso de selección de los materiales para la camilla se consideran los siguientes aspectos:

1. Rigidez: se requiere un material que dentro del ensamblaje se mantenga estable y no se deforme, ya que la estructura de la camilla estará sometida a la carga distribuida del paciente que, según la relación entre el promedio más alto de la estatura de los ecuatorianos y su peso ideal, estaría aproximadamente en 65 kg (Ortiz *et al.*, 2014).

2. Peso: la estructura de la camilla necesita tener estabilidad y robustez al momento que esta ponga al paciente en posición bípeda, al mismo tiempo necesita que las secciones de la camilla que realizan los demás movimientos articulares sean livianas para facilitar el desplazamiento de las mismas.

3. Costo: es importante que la camilla se pueda implementar a un bajo costo, para que sea un producto de fácil acceso a los pacientes y los centros de rehabilitación.

De acuerdo con todo lo mencionado anteriormente, se seleccionan los materiales indicados en la tabla 1.

Tabla 1
Características de los materiales seleccionados

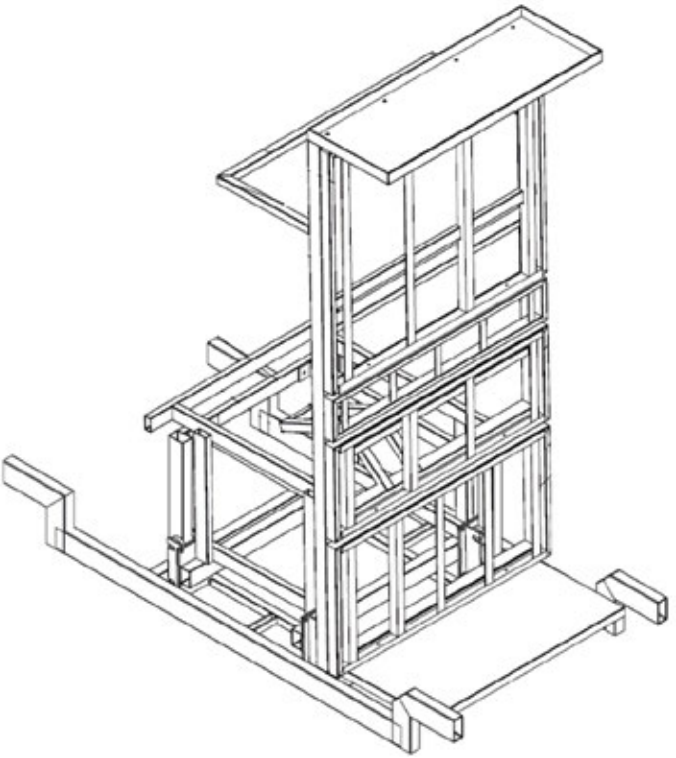
Materiales seleccionados			
Material	**Resistencia a la tracción (MPa)**	**Peso específico (g/cm^3)**	**Costo**
Acero ASTM A500	400	7,85	Medio
Aluminio 6005	255	2,71	Alto

Fuente: MatWeb, 2017

Solución propuesta. Se presenta el dispositivo mostrado en la figura 2, constituido por elementos estructurales que permiten al paciente partir de una posición inicial de cúbito supino a una posición final bipedestada (de pie) a partir de la acción de sistemas electrónicos, permitiendo que el paciente que en condición normal esté imposibilitado cuente con un ambiente seguro para su rehabilitación y sea capaz de prevenir el futuro deterioro de sus habilidades funcionales.

Selección de actuadores. La selección de los actuadores se basa en lo que se detalla a continuación: limpieza, precisión, facilidad de mantenimiento, optimización del espacio y facilidad para el traslado. Para la bipedestación y para la variación de la altura del sistema se necesitan actuadores que tengan una carrera de 400 mm y que a su vez cumplan con la carga determinada en cada movimiento. Se seleccionan los actuadores lineales de la marca Eco-Worthy, cuyas especificaciones se encuentran en la tabla 2.

Figura 2
Solución propuesta para la camilla



Fuente: los autores

Tabla 2
Especificaciones del actuador para la bipedestación

Especificaciones	
Tipo	12 V 16 pulgadas
Longitud de carrera (S)	400 mm
Voltaje	12 V
Longitud de carrera (plg.)	16
Mín. Distancia de instalación (RL)	RL = S + 105 mm
Distancia mínima de instalación	18,51 pulgadas
Corriente de arranque (sin carga)	0,8 A
Corriente mínima	0,8 A
Corriente máxima	3 A
Máx. Carga	Empuje 1.500 N, 1.200 N Tire
Ciclo de trabajo	15% (parada de 17 minutos después de trabajar continuamente 3 minutos)
Temperatura de operación	-25 °C – 65 °C
Clase de protección	IP54
Conector trasero	Sin rotación
Color	Plata

Fuente: Eco-Worthy, 2017

Para los demás movimientos de la camilla como son: elevación del espaldar, elevación de piernas y flexión de rodillas, se necesita que los actuadores eléctricos lineales tengan una carrera de 300 mm y que cumplan con la carga determinada en cada posición. Se realiza la selección de los actuadores lineales de la marca WindyNation, los cuales cumplen las especificaciones que se muestran en la tabla 3.

Control de los actuadores. Para controlar la salida y entrada del vástago del actuador es necesario contar con un sistema de inversión de giro para el motor de corriente continua, que es el que genera el movimiento dependiendo del sentido en el cual gire. Para la inversión de giro

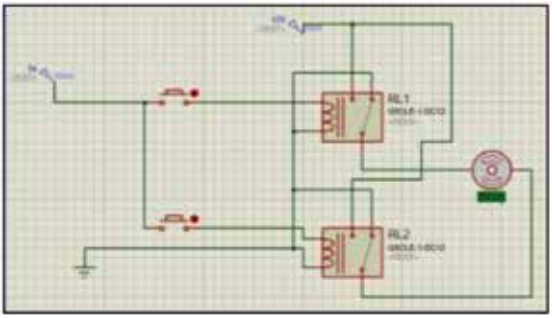
se utiliza un circuito inversor formado por dos módulos de relé para cada motor, como se muestra en la figura 3, de esta manera depende el pulsador que se presione para que el vástago entre o salga, generando el movimiento deseado en las diferentes secciones de la camilla.

Tabla 3
Especificaciones del actuador para los movimientos de flexión y elevación

Parámetro	Especificación
Longitud de la carrera	2, 4, 6, 8, 12, 16, 20, 30 plg
Voltaje de entrada	12 VDC
Carga máxima	225 lb (900 N)
Velocidad de viaje	0,39 plg/s (10 mm/s)
Ciclo de trabajo	25%
Finales de carrera	Preinstalado
Engranajes	De metal lubricados
Resistencia al clima	IP65 (apto para exteriores)
Material	6061 aluminio exterior
Orificios de montaje	5/16 plg (8 mm) de diámetro
Dentro del eje	0,79 plg (20 mm)

Fuente: WindyNation, 2017

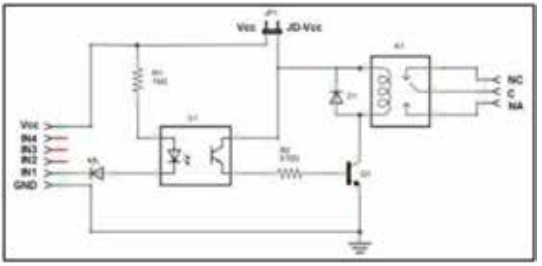
Figura 3
Circuito inversor de giro motor DC



Fuente: los autores

Para el funcionamiento del diseño se utiliza una placa con módulos de relé, los mismos que se activan a 5 V y son capaces de manejar cargas de hasta 250 V y 10 A. Estos relés se encuentran aislados utilizando optoacopladores a su entrada y cuentan con leds que indican el estado en el que se encuentran. La figura 4 permite apreciar el circuito de funcionamiento de los módulos de relé, este circuito se repite para cada canal con el que cuente el módulo.

Figura 4
Circuito de funcionamiento de un módulo de relés



Fuente: los autores

Con este diseño se podrá controlar las diferentes posiciones de la camilla manualmente a través de pulsadores de acuerdo con las necesidades del paciente y del personal de salud a cargo de su tratamiento. Este prototipo cuenta también con posiciones predeterminadas para controlar la altura de la camilla y la posición del espaldar; para esto se utilizará una tarjeta de control al Arduino MEGA, ya que cumple con todos los requerimientos para este diseño.

Pruebas de funcionamiento. Una vez implementados todos los sistemas de la camilla se procede a realizar las pruebas de funcionamiento de la misma. Para esto se realizan las siguientes pruebas:

- Posicionamiento del espaldar
- Posicionamiento del sistema de elevación
- Funcionamiento del control manual

Se realiza la prueba de la bipedestación de la camilla contando con la asistencia de un profesional del área de fisioterapia y una paciente femenina que sufre parálisis de sus extremidades superiores e inferiores a causa del síndrome de Guillain-Barré. Para ello se coloca a la paciente en la camilla y se procede a asegurarla con las correas de sujeción y luego a bipedestarla, llegando a colocarse la paciente a 90º con respecto del suelo. La paciente se siente cómoda y experimenta el poder estar en posición bípeda sin la ayuda de ninguna persona, colaborando para su pronta recuperación.

Figura 5
Prueba de la bipedestación de la camilla

Fuente: los autores

Como puede verse, con esta prueba se demuestra el correcto funcionamiento de la camilla para el tipo de pacientes para los que fue diseñada.

Conclusiones

- Partiendo de los lineamientos y requerimientos de los pacientes y empleados de salud, se logró un diseño óptimo que cumpla todas estas necesidades siendo funcional y eficiente para las dos partes.

- Se realizó el diseño cinemático con lo que se identificó correctamente los mecanismos y secciones de la camilla.
- A partir del diseño mecánico de la estructura se identificó la sección crítica y se verificó que cumpla con el factor de seguridad correspondiente.
- Se realizó el sistema de control acorde a las necesidades; teniendo un sistema de lazo abierto y un sistema de lazo cerrado trabajando independientemente.
- Se puede trabajar en modo manual o automático con lo que se ahorra tiempo y esfuerzo por parte del personal de salud, mejorando así sus condiciones laborales.
- En la construcción de la estructura se utilizó materiales de fácil acceso en el país para mejorar las condiciones de industrialización de la camilla.
- El sistema superó todas las pruebas establecidas y así podrá prestar un servicio eficiente en las unidades de salud con sus diferentes movimientos y la posibilidad de ser trasladado a diferentes ambientes de las mismas.

Referencias

Cadena, F., Sanipatin, J., Verdezoto, G., Cervantes, H., Ortiz, D. y Ojeda, D. (2015). *Acquisition and Conditioning of Electromyographic Signals for Prosthetic Legs.* Quito, Asia-Pacific Conference on Computer Aided System Engineering (pp. 360-365).

Eco-Worthy. (2017). *Eco-Worthy: Reliable home solar power expert.* Recuperado de http://www.eco-worthy.com/catalog/

Jaramillo, M., Ortiz, D. y Ojeda, D. (2017). *Fundamentos para el diseño de prótesis externas.* Quito, Congreso de Bioingeniería y Sistemas Inteligentes de Rehabilitación.

Leyva, B., Martínez, J., Meza, J. y Martínez, A. (2011). Riesgo ergonómico laboral en fisioterapeutas de un centro de rehabilitación física. *Revista Médica Herediana*, *22*(1), 42-43.

MatWeb. (2017). *MatWeb: Material Property Data*. Recuperado de http://www.matweb.com/

Ortiz, D., Zurita, D., Proaño, A. y Ojeda, D. (2014). *Articulación de rodilla para prótesis de pierna*. Cuenca, Ecuador: s.e.

Ortiz, D., Zurita, D., Proaño, A. y Ojeda, D. (2015). *Knee prosthesis controlled by electromyographic signal*. San Servolo, Italia: s.e.

SENPLADES. (2013). *Plan Nacional del Buen Vivir 2013-2017*. Quito: SENPLADES.

Valencia, F., Lima, X., Ojeda, D. y Ortiz, D. (2017a). Prótesis de rodilla externa mecatrónica. *Biomecánica*, *23*(1), 33-56.

Valencia, F., Ortiz, D. y Ojeda, D. (2017b). *Design and testing of low-cost knee prosthesis*. Salinas, Ecuador, Ecudorian Technical Conference Meeting.

WindyNation. (2017). Windy Nation: Clean power to the people. Recuperado de https://www.windynation.com/

Entrenador mioeléctrico para personas amputadas del miembro superior e inferior

Luz María Tobar Subía[1]
Gabriela Verdezoto[2]
y Jorge Cuasapaz[3]

Resumen
En la actualidad se ha incrementado el desarrollo de prótesis robóticas basadas en señales mioeléctricas. Las mismas que captan señales en puntos motores musculares de los miembros superiores o inferiores con la finalidad de enviar órdenes a las prótesis. El entrenamiento es un factor determinante para mejorar la capacidad de adaptación de aquellos pacientes que requieren una prótesis. Por esta razón, se desarrolla un entrenador mioeléctrico para personas amputadas de miembro superior o inferior, el cual consiste en una herramienta de ayuda en el proceso de entrenamiento y valoración de parámetros dentro del rango muscular de cada paciente. En la interfaz gráfica se implementan cuatros tipos de entrenamiento: bajo el umbral, sobre el umbra entre dos umbrales y umbral progresivo. Además, se observa la actividad eléctrica generada por el músculo al realizar movimientos de flexión y extensión. La solución pretende que el paciente logre reestablecer las señales mioeléctricas en base a diferentes tipos de entrenamiento. La metodología consistió en una investigación de campo, la cual brindó información sobre los parámetros de diseño y construcción del entrenador mioeléctrico. Pacientes con amputación transradial y transtibial de la Fundación Prótesis Imbabura colaboraron en las pruebas iniciales. Finalmente, se concluye que los pacientes con amputación transradial tienen mayor amplitud de la señal. Con la información obtenida de las pruebas y asesoría de los fisioterapistas, se define el tipo de entrenamiento que necesitaría el paciente.

1 Universidad Técnica del Norte, Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, Grupo de Investigación en Sistemas inteligentes, Carrera de Ingeniería Mecatrónica, Ibarra, Ecuador (lmtobarsubia@utn.edu.ec).
2 Universidad Técnica del Norte, Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, Grupo de Investigación en Sistemas inteligentes, Carrera de Ingeniería Mecatrónica, Ibarra, Ecuador (gaverdezoto@utn.edu.ec).
3 Universidad Técnica del Norte, Facultad de Ingeniería en Ciencias Aplicadas, Carrera de Ingeniería Mecatrónica, Ibarra, Ecuador (jhcuasapazc@utn.edu.ec).

Introducción

Las prótesis automáticas (robóticas, mioeléctricas, biomecatrónicas, etc.) son controladas y accionadas por señales mioeléctricas (De Gol, 2016). Las mismas generan movimientos musculares o contracciones voluntarias, son biológicas, bipolares y se encuentran en rangos de microvoltios (Parker, 2006). Realizando sesiones de entrenamiento, el paciente llega a operar la prótesis de mejor manera, es decir, se incrementa la fuerza muscular lo que permite controlar la velocidad del actuador de forma proporcional (Chen, 2011).

Una de las problemáticas por la que las personas con amputación dejan de utilizar prótesis o abandonan su proceso de rehabilitación es el grado de dificultad en el aprendizaje para utilizar la misma (Dawson *et al.*, 2012). En ocasiones este proceso llega a ser muy doloroso e incómodo (Protesis Imbabura, 2017), además, el paciente amputado es limitado por el número de músculos hábiles, mientras más alto sea el nivel de amputación tienen menos sitios en los músculos, por ende, menos grados de libertad (Hagberg, 2001).

Esta investigación se enmarca en el plan nacional del Buen Vivir, con el objetivo 3, que plantea "mejorar la calidad de vida de la población" (SENPLADES, 2013). En consulta con la Fundación Prótesis Imbabura y el proyecto de investigación Prototipo de Prótesis Biomecatrónica de la Universidad Técnica del Norte, se define como objetivo: determinar qué tipo de entrenamiento necesita un paciente previo a la utilización de una prótesis.

Como entrenadores comerciales para miembro superior se encuentran las aplicaciones My I-Limb (aplicación móvil) y Biosim-I (software), este último se aplica solo para los usuarios de la prótesis I-Limb Ultra Revolution, I-Limb Ultra y I-Limb Digits de la marca Touch Bionics. El dispositivo se conecta por Bluetooth al ordenador, brindando acceso a un rango de posiciones de control y características de entrena-

miento (Touch Bionics, 2017). La aplicación móvil My I-Limb permite al paciente tener acceso a funciones avanzadas para los dispositivos I-Limb Ultra Revolution, I-Limb Ultra y I-Limb Digits, sin ser conectada al ordenador. La aplicación móvil es compatible con la tienda de Apple y Google Store, se conecta por Bluetooth y la configuración es rápida y fácil, sin la necesidad de conexión con el computador (Touch Bionics, 2017).

El entrenador de la casa comercial Otto Bock, enfocada para miembro inferior, es una aplicación para realizar ejercicios de forma pasiva y tiene tres opciones para el entrenamiento: Fuerza y resistencia, Coordinación y balanceo, y Estiramiento y relajación (Touch Bionics, 2017).

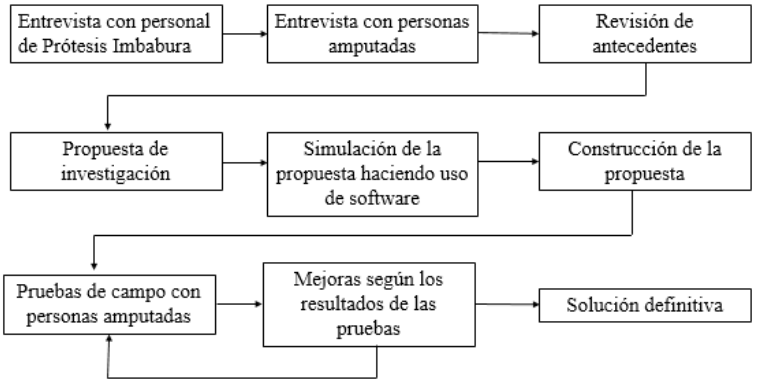
Proyectos de investigación similares se llevan a cabo en otros países como México. La UNAM (2013) construyó un sistema de inmersión virtual para el entrenamiento de personas discapacitadas. Se trata de una tecnología que trabaja con la realidad virtual y las señales mioeléctricas, así el paciente visualiza sus movimientos y niveles de avance, con el que se acelera el proceso de asimilación y adaptación. En Canadá, el Departamento de Ingeniería Mecánica de la Universidad de Alberta (Dawson *et al.*, 2012) desarrolla un entrenador mioeléctrico para amputados de brazo, con el objetivo de restablecer la funcionalidad del miembro faltante, es decir, las personas con amputación son capaces de controlar los motores de prótesis mioeléctricas contrayendo voluntariamente los músculos de sus miembros. En Ecuador, la Carrera de Ingeniería Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte diseñó una interfaz gráfica para uso del fisioterapeuta, la cual muestra la actividad eléctrica muscular generada a partir de movimientos como flexión y extensión del brazo y la pierna (Cuasapaz, 2017).

En este artículo se realiza un análisis de la primera fase de validación del entrenador mioeléctrico. Se emplea en las pruebas iniciales los tipos de entrenamiento sobre umbral y bajo umbral.

Materiales y métodos

En la figura 1 se muestra la metodología aplicada para esta investigación, basados en el trabajo de Hernández Sampieri (*et al.*, 2010).

Figura 1
Metodología aplicada

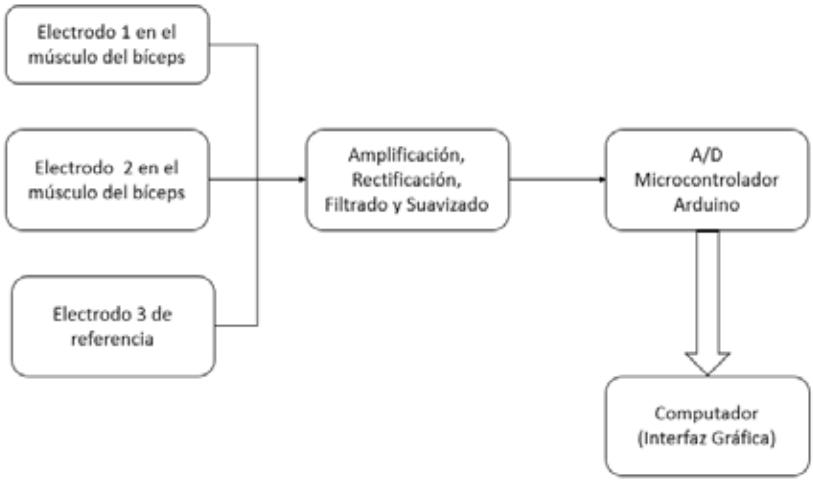


Fuente: Cuasapaz, 2017

Durante la investigación de campo se entrevistó a personas amputadas acerca de sus necesidades, problemas y requerimientos (Protesis Imbabura, 2017). Se realizó la evaluación experimental de los diferentes componentes que integran el prototipo, ejecutando pruebas de funcionamiento y configuración durante su implementación. Además, las pruebas de campo con el primer prototipo (Cuasapaz, 2017) brindaron una retroalimentación de mejoras a implementar. En la figura 2 se muestra el diagrama de bloques del entrenador mioeléctrico.

Para la adquisición de las señales EMG se utiliza el sensor muscular MyoWare (2015), que mide la actividad del músculo mediante el monitoreo del potencial eléctrico. El sensor amplifica, procesa la actividad eléctrica y la convierte en una señal análoga para ser leída por el microcontrolador. En la tabla 1 se indican las especificaciones del sensor muscular.

Figura 2
Diagrama de bloques del proceso de adquisición
de la señal del entrenador mioeléctrico



Fuente: los autores

Tabla 1
Especificaciones eléctricas sensor muscular MyoWare

Parámetros	Mín.	Tipo	Máx.
Tensión de alimentación	+3,1 V	+3,3V o +5V	+6,3V
Ganancia ajustable Potenciómetro (G = 201 * Rgain / 1 KΩ)	0,01 Ω	50 KΩ	100 KΩ
Salida señal de voltaje EMG envolvente EMG sin procesar (+Vs/2)	 0V 0V	 -- --	 +Vs +Vs
Impedancia de entrada	--	110 GΩ	--
Corriente de suministro	--	9 mA	14 mA
Radio de rechazo en modo común (CMRR)	+	110	--

Fuente: Cuasapaz, 2017

A medida que el músculo se flexiona, aumenta el voltaje de salida del sensor. La relación exacta entre el voltaje de salida y la actividad muscular se establece mediante el ajuste del potenciómetro de precisión (Technologies, 2016).

La tarjeta Arduino Mega 2560 es una placa electrónica basada en el microcontrolador Atmega, que cuenta con 54 pines digitales de entrada y salida, 16 entradas analógicas con una resolución ADC de 10 bits (ARDUINO, 2017). Se seleccionó esta tarjeta por el tipo de conexión para el envío de datos al computador.

Para calcular la resolución del microcontrolador se aplica la ecuación (1):

$$\text{Resolución} = \frac{\text{Vin}}{2^{N}-1} \quad (1)$$

Resolución = 4,88 mV

Donde:

Vin = es la tensión de entrada
N = es el número de bits del convertidor (en este caso 10 bits)

Luego, se procede al cálculo de la frecuencia de muestreo F_M expresada en Hertzios y el período de muestreo T_M que se mide en segundos. Ambas magnitudes están relacionadas mediante la ecuación (2):

$$F_M = \frac{1}{T_M} \quad (2)$$

Según Javier Calle Plaza (2010), para ajustar la frecuencia de muestreo de una señal se utiliza el teorema de Nyquist Shannon, el cual afirma que la frecuencia de muestreo F_{MS} debe ser mayor que el doble de la frecuencia máxima de la señal F_{MAXS} para ser reconstruida sin errores. De modo que con la ecuación (3) se garantiza que no se pierda la información:

$$F_{MS} > 2.F_{MAXS} \quad (3)$$
$$F_{MS} > 1000\text{Hz}$$

Según el teorema de Nyquist Shannon, la frecuencia para las señales electromiográficas es 500 Hz para frecuencia máxima y 1 000 Hz para frecuencia de muestreo mínimo. Aplicando la ecuación (4), se calcula el tiempo de muestreo de la señal.

$$T_M = \frac{1}{F_{MS}} \quad (4)$$
$$T_M = 1\ \text{ms}$$

Es decir, por cada segundo el sistema adquiere 1 000 muestras.

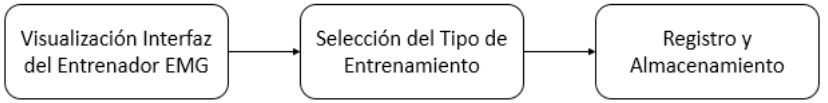
Para el análisis de la señal mioeléctrica es importante extraer el valor RMS que mide la energía de la señal. Dentro del estudio, esta característica es utilizada para definir el grado de fuerza de cada paciente en función del nivel del voltaje de la señal de los músculos que intervienen en el movimiento.

Con la ecuación (5) se calcula el valor cuadrático medio (RMS), que es la raíz cuadrada de la media aritmética de los cuadrados de las muestras tomadas (Cabrera y Montes, 2012).

$$RMS = \frac{\left(\sqrt{\sum_{k=1}^{N} emg_k^2}\right)}{N} \quad (5)$$

Después de calcular el valor RMS, se sigue el procedimiento de la figura 3

Figura 3
Componentes principales de la interfaz gráfica del entrenador



Fuente: los autores

La interfaz está dividida en tres etapas, que a continuación se explican.

Visualización

La señal EMG producida durante la contracción o relajación muscular se refleja en la interfaz. Las opciones y características que el programa incorpora (figura 4) son las siguientes:

- Selección del puerto de comunicación entre el microcontrolador y el PC.
- Selección del entrenamiento: sobre un nivel de umbral, bajo un nivel de umbral, entre dos umbrales y umbral progresivo.
- Selección del nivel de umbral desde 0 hasta 5 voltios.
- Selección del miembro según sea el caso: superior e inferior.
- Configuración del tiempo de esfuerzo y descanso de cada ejercicio.
- Contador de repeticiones que realiza el paciente.
- Indicador del nivel de voltaje de la señal.
- Opción para guardar las señales generadas.

Tipos de entrenamiento

Para los diferentes tipos de entrenamientos se realiza una comparación de la señal de entrada y el valor del umbral. El valor de umbral es modificable y se visualiza en el panel principal. Cada vez que la señal sea mayor, menor o constante a la del umbral, dependiendo del entrenamiento que se seleccione, se contabiliza como una repetición del ejercicio.

Figura 4
Panel principal de la interfaz gráfica del entrenador

Fuente: Cuasapaz, 2017

- Sobre el umbral: este entrenamiento consiste en mantener la señal sobre un nivel de umbral por un determinado tiempo.
- Bajo el umbral: este entrenamiento consiste en mantener la señal bajo un nivel de umbral por un determinado tiempo.
- Entre dos umbrales: este entrenamiento consiste en mantener la señal en medio de dos niveles de umbral bajo y alto, que son modificables.
- Umbral progresivo: este entrenamiento consiste en mantener la señal entre dos umbrales que van a ir aumentando sus valores progresivamente en base a un contador.

Almacenamiento

En la etapa de almacenamiento se tiene la opción de guardar la señal EMG generada para su análisis posterior.

Registro

El programa cuenta con un segundo panel, donde el paciente guarda sus datos personales para llevar a cabo el registro de sus sesiones de entrenamientos, dichos registros se almacenan en una base de datos (figura 5).

Figura 5
Panel para almacenar los datos personales del paciente

Fuente: Cuasapaz, 2017

Protocolo experimental

En el desarrollo de esta investigación estuvieron involucrados profesionales de diversas disciplinas, que supervisaron los protocolos en las pruebas a los pacientes (Cuasapaz, 2017). Con el apoyo y valoración de fisioterapistas de la Fundación Prótesis Imbabura se hicieron las pruebas. Los pasos para la adquisición de las muestras fueron los siguientes:

1. Depilación de la zona donde se ubican los electrodos.
2. Limpieza de la piel con alcohol antiséptico.

3. Utilización de electrodos superficiales Ag/Ag Cl, de tamaño máximo 10 mm (Day, 2002).
4. Músculos de prueba: bíceps en el brazo y cuádriceps de la pierna.
5. Realización de contracción y relajación de los músculos de interés.

Para medir la señal en el músculo bíceps se utilizan tres electros (electrodo 1, electrodo 2, electrodo 3). Los electrodos 1 y 2 están ubicados en la línea entre el acromion medial y el codo de la fosa a 1/3 del cúbito de la fosa, a 20 mm de distancia, aproximadamente, entre los dos, con una orientación en dirección de la línea entre el acromion y la fosa del cubito (SENIAM, 2017). El electrodo de referencia se colca en un lugar distinto al músculo, preferentemente sobre una zona donde exista un hueso próximo a la piel (Aden y Díaz Nocera, 2011).

Se conserva un protocolo similar para el músculo de la pierna. Para la ubicación los electrodos son colocados al 50% en la línea desde la espina anterior iliaca superior a la parte superior de la rótula. En la dirección de la línea, desde la espina anterior iliaca superior a la parte superior de la rótula (SENIAM, 2017).

El paciente con amputación en el miembro superior debe estar sentado con el codo flexionado en ángulo recto y el lado dorsal del antebrazo en una posición hacia abajo. En el caso del miembro inferior debe estar sentado sobre una mesa con las rodillas flexionadas ligeramente y la parte superior del cuerpo ligeramente doblada hacia atrás (SENIAM, 2017).

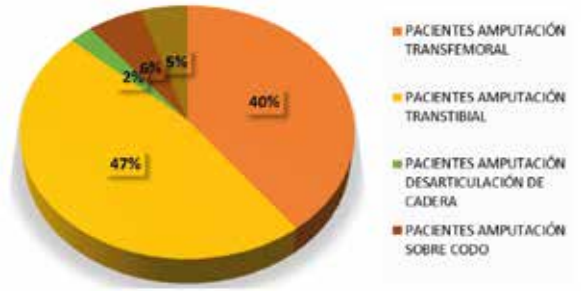
Durante la prueba clínica el paciente coloca una mano bajo el codo para amortiguarla desde la presión de la mesa y flexiona el codo ligeramente por debajo o en ángulo recto, con el antebrazo en supinación (SENIAM, 2017). En el caso del miembro inferior, se extiende la rodilla sin girar el muslo mientras flexionan el músculo (SENIAM, 2017).

La contracción y relajación del músculo se realiza con intervalos de tiempo, es decir, en contracción durante 10 segundos y relajación de 5 segundos. Las repeticiones fueron 6 en cada prueba.

Previa a las pruebas experimentales se explica a los pacientes la metodología de la prueba y la tecnología que se utiliza.

De acuerdo con la figura 6, se registra 121 pacientes con diferentes tipos de amputaciones a nivel nacional. De tal manera que el 47% tiene amputación transtibial y el 5% tiene transradial, que serían posibles pacientes para este estudio.

Figura 6
Pacientes con amputaciones registrados en la Fundación Prótesis Imbabura



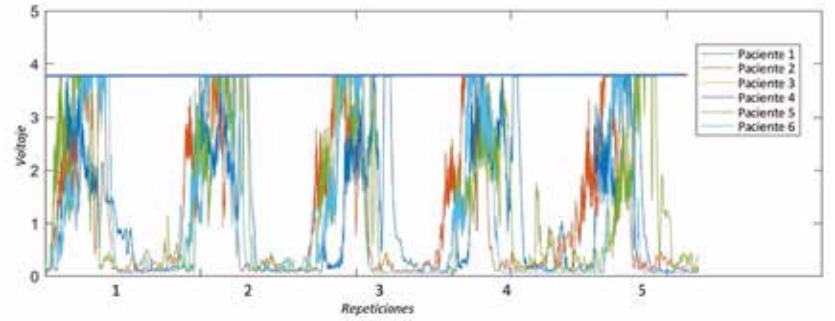
Fuente: Protesis Imbabura, 2017

Resultados

La muestra para el estudio consideró pacientes que viven en la provincia de Imbabura, tomando en cuenta la disponibilidad y el tiempo del paciente para utilizar el dispositivo. Los resultados que se muestran a continuación recopilan información de los pacientes con amputación transradial que participaron continuamente en la primera fase de validación.

Se observa en la figura 7 una muestra de los patrones de las contracciones musculares de bíceps. El tipo de entrenamiento seleccionado es bajo umbral con un nivel de 3,75 voltios. Las señales corresponden a una pequeña muestra del tipo de señal resultante que se obtiene al aplicar este tipo de entrenamiento.

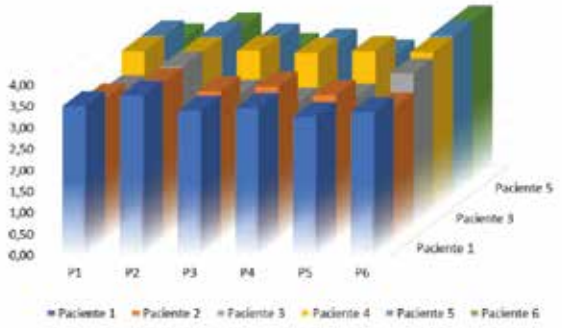
Figura 7
Señales obtenidas en el entrenamiento bajo umbral



Fuente: los autores

En la figura 8 se presentan los resultados generales durante la primera fase de validación. Los pacientes alcanzan el valor del umbral y mantienen sus niveles relajación y contracción constantes. El paciente referenciado en color amarillo presenta un nivel de contracción alto, ya que ha recibido rehabilitación permanente luego de la amputación.

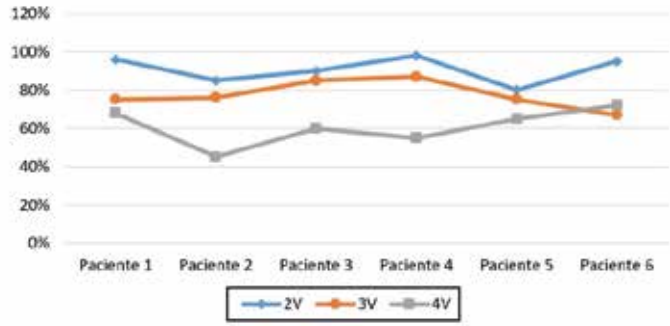
Figura 8
Pacientes con amputación transradial
(tipo de entrenamiento bajo umbral)



Fuente: los autores

Se muestran en la figura 9 los resultados generales obtenidos con el tipo de entrenamiento sobre umbral con un nivel de 2, 3 y 4 voltios. El 90% de los pacientes superaron el umbral de 2 voltios, el 78% el umbral de 3 voltios y el 61% el umbral de 4 voltios.

Figura 9
Pacientes con amputación transradial
(tipo de entrenamiento sobre umbral)



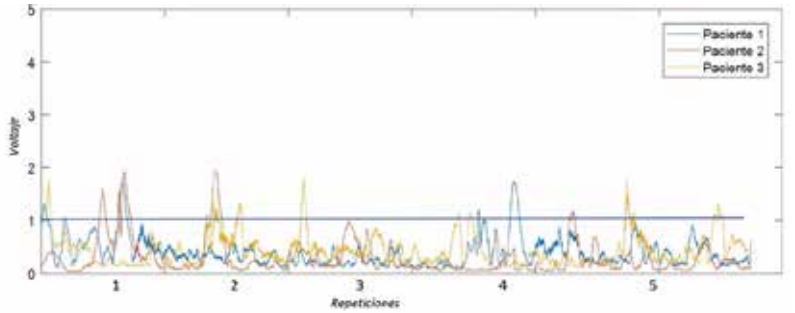
Fuente: los autores

En base a los datos obtenidos en los dos tipos de entrenamiento con pacientes de amputación transradial, se define que presentan un grado de fuerza media, ya que le nivel de voltaje de sus señales EMG están en un rango (3, 4) voltios. Con esta, información el fisioterapista recomienda a los pacientes realizar sesiones continuas con el dispositivo.

Los resultados que se muestran a continuación recopilan información de los pacientes con amputación transtibial que participaron continuamente en la primera fase de validación.

En la figura 10 se aprecia una muestra de las contracciones musculares del cuádriceps. El tipo de entrenamiento seleccionado es sobre umbral con un nivel de 1 voltio. En este caso se evidencia que la intensidad de la contracción es menor comparada con los pacientes de amputaciones transradiales.

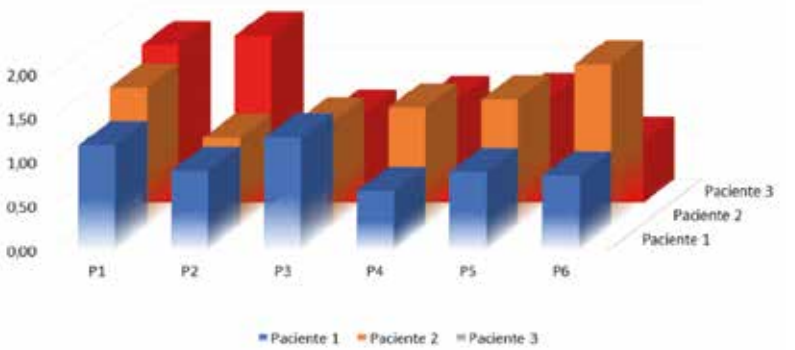
Figura 10
Señales obtenidas en el entrenamiento sobre umbral



Fuente: los autores

En la figura 11 se muestran los resultados generales del tipo de entrenamiento sobre umbral. En los pacientes con este tipo de amputación se analiza que la señal es débil en cada contracción, no sobrepasa el nivel de los 2 voltios y en las últimas repeticiones de cada prueba, la pérdida de fuerza es más notoria.

Figura 11
Pacientes con amputación transtibial
(tipo de entrenamiento sobre umbral)



Fuente: los autores

Conclusiones

El entrenador implementado en conjunto con la interfaz es una herramienta de ayuda en el proceso de valoración de parámetros musculares de cada paciente, en la fase inicial de la validación del dispositivo.

En base a los resultados obtenidos de pacientes con amputación transradial, se evidencia que el nivel de amplitud de la contracción se encuentra en un rango (2, 4) voltios; de tal forma que el fisioterapista recomienda continuar con el proceso de entrenamiento utilizando el dispositivo.

De acuerdo con las pruebas a pacientes con amputación transtibial, se requiere analizar varios músculos de las piernas y cadera de manera simultánea, ya que la señal obtenida del cuádriceps tiene bajo nivel de voltaje. Además, se debe incluir un análisis de la estabilidad cuando el paciente lo requiera. Se propone dentro de la investigación ampliar el diseño del entrenador tomando en cuenta las consideraciones anteriores.

El fisioterapista considera que la interfaz es intuitiva y permite configurar los parámetros y visualizar la señal proveniente de los músculos al realizar los movimientos.

Durante la realización de las pruebas se observó que el paciente presenta el deseo de interactuar con la interfaz durante el proceso de entrenamiento. Por lo cual, como trabajo a futuro, se propone diseñar una nueva interfaz para que el paciente visualice los movimientos y niveles de avance.

Referencias

Aden, M. y Díaz Nocera, D. B. (28 de agosto de 2011). *Desarrollo de una ElectroMioPrótesis de mano*. Recuperado de http://www.sabi2011.fi.mdp.edu.ar/proceedings/SABI/Pdf/SABI2011_127.pdf

Alvarado, J. P. (2011). *Procesamiento digital de señales*. Cartago: Costa Rica: Tecnológico de Costa Rica.

ARDUINO. (2017). *Arduino*. Recuperado de Arduino: www.arduino.cc

Cabrera, E. y Montes, E. (2012). *Obtención y análisis de señales electromiográficas de las articulaciones tibiofemoral y femororotuliana aplicada a la detección y rehabilitación de problemas musculares en el movimiento de rodilla*. Cuenca, Ecuador: Universidad Politécnica Salesiana.

Calle Plaza, J. (2010). *Sistema inalámbrico y multicanal para monitorización de señales biológicas en tiempo real*. Madrid: Universidad Rey Juan Carlos.

Chen, C.-H. (2011). Automatic control strategies for smart prosthetic hand technology. *Distributed Diagnosis and Home Healthcare*, *2*, 201-223. Idaho, US: American Scientific Publishers.

Cuasapaz, J. (2017). *Entrenador mioeléctrico para miembro superior e inferior*. Ibarra, Ecuador: Universidad Técnica del Norte.

Dawson, M. R., Fahimi, F. y Care, J. (2012). The Development of a Myoelectric Training Tool for Above-Elbow. *The Open Biomedical Engineering Journal*, 6, 5-15. Recuperado de https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3286842

Day, S. (2002). *Important Factors in Surface EMG Measurement*. Recuperado de https://people.ece.cornell.edu/land/courses/ece5030/labs/f2009/EMG_measurement_and_recording.pdf

De Gol, J. A. (2016). *Automatic Grasp Selection using a Camera in a Hand Prosthesis*. Tabajo presentado en la Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Recuperado de http://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7590732

Hernández Sampieri, R., Fernández Collado, C. y Del Pilar Baptista, M. (2010). *Metodología de la investigación*. México: McGraw-Hill.

K. Hagberg, R. B. (24 de junio de 2001). Consequences of non-vascular trans-femoral amputation: A survey of quality of life, prosthetic use and problems. *Prothestics and Orthotics International*, 186-194. doi: 10.1080/03093640108726601

Massó, N., Rey, F., Romero, D., Gual, G., Costa, L. y Germán, A. (2010). Aplicaciones de la electromiografía de superficie en el deporte. *Apunts Medicina de L'esport*, *45*(166), 127-136.

Mokhlesabadifarahani, B. y Kumar Gunjan, V. (2015). *EMG signals Characterization in Three states of contraction by fuzzy network and feature extraction*. Hyderabad: Springer Briefs in applied sciences and technology.

MyoWare. (2015). *MyoWare Muscle Sensor (AT-04-001)*. Recuperado de https://cdn.sparkfun.com/datasheets/Sensors/Biometric/MyowareUserManualAT-04-001.pdf

Parker, K. E. (2006). Myoelectric signal processing for control of powered limb prostheses. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *16*(6), 541-548. doi: https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2006.08.006

Protesis Imbabura. (2017). *Información pacientes*. Recuperado de http://protesisimbabura.com/?lang=es

SENPLADES. (2013). *Buen Vivir Plan Nacional*. Recuperado de http://www.buenvivir.gob.ec/objetivo-3.-mejorar-la-calidad-de-vida-de-la-poblacion

SENIAM. (2017). *Recommendations for sensor locations in arm or hand muscles*. Recuperado de http://seniam.org/bicepsbrachii.html

SENIAM. (11 de octubre de 2017). *Recommendations for sensor locations in hip or upper leg muscles*. Recuperado de http://seniam.org/quadricepsfemorisrectusfemoris.html

SENIAM. (28 de agosto de 2017). *Welcome at Seniam.org*. Recuperado de http://www.seniam.org/

Technologies. (2016). *Advancer Technologies*. Recuperado de http://www.advancertechnologies.com/p/myoware.html

Touch Bionics. (2017). *Biosim-i & myi-limb. Catalogues*. Recuperado de http://pdf.medicalexpo.com/pdf/touch-bionics/biosim-i-my-i-limb/80664-123123.html

Touch Bionics. (5 de agosto de 2017). *Biosim. Biosim mobile application*. Recuperado de https://itunes.apple.com/us/app/biosim/id622776961?mt=8

UNAM. (29 de junio de 2013). *Dirección General de Comunicación Social UNAM*. Recuperado de http://www.dgcs.unam.mx/boletin/bdboletin/2013_395.html

Diseño de interfaz mecatrónica para rehabilitación de mano y recuperación segura[1]

Kevin Zurita[2]
Pablo Ruiz[3]
Felipe Lozada[4]
Gabriel Bravo[5]
Carlos Cevallos[6]
Víctor Guerrero[7]
y Daniel Wappenstein[8]

Resumen

La mano puede verse afectada por patologías traumatológicas y/o lesiones en el sistema nervioso periférico. La rehabilitación asistida por dispositivos mecatrónicos permite recuperar la funcionalidad de un miembro lesionado y evita la degeneración del aparato motriz de la mano. El presente estudio describe la propuesta de rediseño y optimización de un

1 Mechatronic Interface Design for Hand rehabilitation And Safe recuperation (MIDHAS).

2 Carrera de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica, Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador (kevin.zurita01@epn.edu.ec).

3 Carrera de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica, Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador (pablo.ruiz01@epn.edu.ec).

4 Carrera de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica, Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador (marcelino.lozada@epn.edu.ec).

5 Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica, Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador (gabriel.bravo@epn.edu.ec).

6 Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica, Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador (carlos.cevallos02@epn.edu.ec). Laboratory of Neurophysiology and Movement Biomechanics, ULB Neuroscience Institute, Université Libre de Bruxelles, Belgium.

7 Departamento de Materiales, Facultad de Ingeniería Mecánica, Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador (victor.guerrero@epn.edu.ec).

8 KINETIKO, Quito, Ecuador (kinetikoquito@gmail.com). Sociedad Ecuatoriana de Fisioterapia, Quito, Ecuador.

exoesqueleto para rehabilitación de mano, a partir de una configuración modular y ergonómica. Los parámetros de diseño se definen en base a criterios de ingeniería y lineamientos de cinemática del movimiento de la mano para rehabilitación pasiva articular. El diseño conceptual y la definición de requerimientos de producto se desarrollan como parte de un proyecto de vinculación con la colectividad, en cooperación con profesionales en el área de fisioterapia y rehabilitación física. El rediseño se realiza sobre la base de un primer prototipo construido, que permite generar movimientos de flexo-extensión dactilar en las tres falanges de los dedos de la mano, sin incluir el pulgar, en un rango articular entre 0º y 60º. La construcción de un primer prototipo permitió identificar los requerimientos de diseño y optimización descritos en este trabajo. Mejorar la adaptabilidad del exoesqueleto a diversas medidas antropométricas de la mano, incluir un mecanismo para el tratamiento del pulgar, ampliar el rango articular de flexo-extensión y producir un sistema modular intercambiable para la mano derecha e izquierda, son requerimientos de diseño cuya consideración incrementa el potencial del sistema propuesto en aplicaciones de rehabilitación física con carácter de ayuda social.

Introducción

La movilidad de la mano es esencial para el desenvolvimiento diario del ser humano. Una mano afectada por patologías de carácter traumatológico, reumatológico y neurológico requiere de un adecuado proceso de rehabilitación (Pacheco *et al.*, 2012). El uso de órtesis mecatrónicas puede incrementar la movilidad eficaz de articulaciones del cuerpo humano (Sargsyan *et al.*, 2012). En miembros superiores, dispositivos mecatrónicos pueden mejorar las propiedades del tejido muscular y conectivo, aumentando la amplitud de movimiento de flexo-extensión (Reinkensmeyer *et al.*, 1999). En relación a la rehabilitación convencional, el uso de dispositivos mecatrónicos incrementa la tasa de recuperación motora de pacientes crónicos (Prange *et al.*, 2006).

Heo (*et al.*, 2012) identificó seis tipos de mecanismos comúnmente utilizados en dispositivos mecatrónicos para rehabilitación de mano. Estos son: mecanismo para centro remoto de rotación, estructura de eslabones redundantes, mecanismo de manejo de tendones por cables, mecanismo de eslabones conectado al segmento distal y mecanismo directo de emparejamiento de los centros articulares. La mayoría de dispositivos combinan dos de estos mecanismos: cables y esla-

bones (Ma y Ben-Tzvi, 2015; Worsnopp *et al.*, 2007). Para la selección de mecanismos, es importante definir el tipo de patología a tratar con la asistencia del exoesqueleto mecatrónico. Las patologías de carácter traumatológico, reumatológico y neurológico requieren de ejercicios pasivos para evitar la atrofia muscular del aparato motriz de la mano. Adicionalmente, existen patologías traumatológicas que utilizan ejercicios activos para fortalecer el tejido muscular y conectivo.

Otro factor importante en el diseño de mecanismos para rehabilitación es el rango articular alcanzado, que se define como el ángulo descrito por una articulación. Los dedos de la mano presentan tres articulaciones principales de movimiento: la metacarpo-falángica (MCP), la interfalángica proximal (PIP) y la interfalángica distal (PID). Varios dispositivos con mecanismos de eslabones rígidos presentan un rango articular que restringe la flexo-extensión total de los dedos (Brokaw *et al.*, 2010; Iqbal *et al.*, 2010).

Nuestro primer prototipo (MIDHAS 1) se construyó en base a un mecanismo combinado de cables y eslabones rígidos. El uso de cables permitió incrementar el rango articular del mecanismo, pero de igual forma se identificaron limitantes en el seguimiento de las trayectorias de flexo-extensión debido al uso de eslabones rígidos. El lograr que una órtesis mecatrónica emule, con la mayor amplitud posible, el rango articular natural de la mano, es uno de los desafíos del nuevo diseño propuesto en esta publicación (MIDHAS 2).

A diferencia del MIDHAS 1, que no incluyó un mecanismo para dar tratamiento al pulgar, el nuevo diseño incluye también un módulo funcional enfocado a la rehabilitación del pulgar. El pulgar es responsable del 40% de la función de la mano y su relevancia para la manipulación y sujeción de objetos viene marcada por la diferenciación evolutiva entre el ser humano y un animal no racional. Existen dispositivos que brindan tratamiento al pulgar por separado, como es el IOTA, desarrollado por Aubin (*et al.*, 2013). Otros dispositivos transmiten movimien-

to al pulgar en conjunto con el resto de los dedos, como por ejemplo el HEXORR (Schabowsky *et al.*, 2010). Además de limitantes en el rango articular, estos dispositivos presentan restricciones en la composición de movimientos del pulgar con respecto a los dedos trifalángicos —imposibilidad de emular movimientos de presa o pinza, por ejemplo— y no pueden ser intercambiados para su uso en la mano derecha e izquierda. Un exoesqueleto de rehabilitación de mano debe sincronizar el movimiento del pulgar con el movimiento de las cuatro falanges, permitiendo ejercicios simultáneos entre el pulgar y los dedos trifalángicos (Li *et al.*, 2011). El movimiento del pulgar puede describirse a partir de un mecanismo de dos grados de libertad, asociados con el movimiento lineal de la unión MCP y el movimiento circular de la unión carpometacarpal (CMC) (Aubin *et al.*, 2013). Los movimientos del pulgar, en conjunto con el movimiento de los cuatro dedos trifalángicos, proveen funcionalidad total a la mano.

Uno de los mayores retos en el desarrollo de órtesis para rehabilitación de mano es la ergonomía. Que los mecanismos que conforman un exoesqueleto de mano se adapten a distintas medidas antropométricas, es una característica que la mayoría de dispositivos de rehabilitación obvian. Sarakoglou (*et al.*, 2016) desarrolló un exoesqueleto de mano adaptable a diferentes medidas antropométricas, cuyo uso en rehabilitación no ha sido validado. En el desarrollo del MIDHAS 2 se aplicaron criterios de ergonomía para que los mecanismos que conforman el exoesqueleto puedan adaptarse a diferentes medidas de manos en la población ecuatoriana.

En rehabilitación, cuando el movimiento es generado por una fuerza externa y el paciente no ejerce oposición, el ejercicio se denomina pasivo, caso contrario se denomina activo. La selección de actuadores se lleva a cabo en base al tipo de rehabilitación que el dispositivo busca asistir. El primer prototipo construido (MIDHAS 1), así como otros dispositivos desarrollados por diferentes autores (Brokaw *et al.*, 2010;

Lucas *et al.*, 2004; Nycz *et al.*, 2016; Tadano *et al.*, 2010), asisten en la ejecución de ejercicios pasivos de rehabilitación. Otros dispositivos se han desarrollado para asistir la rehabilitación con ejercicios activos (Chen y Lum, 2016; Cui *et al.*, 2015; Ma y Ben-Tzvi, 2015); estos dispositivos transmiten mayor fuerza y por tanto son más robustos y complejos. El seguimiento de trayectorias pre-establecidas de rehabilitación en el MIDHAS 1 se logra a través de un control de lazo abierto. Para cumplir con ejercicios de rehabilitación activa, el nuevo prototipo implementará un control en régimen retroalimentado. Ben-Tzvi (*et al.*, 2016) incorpora en su sistema de control retroalimentado, sensores de presión FSR, este tipo de sensores permiten monitorear las fuerzas generadas por cada dedo y serán utilizados en el MIDHAS 2.

En el Ecuador, el uso de órtesis mecatrónicas en el área de fisioterapia es nuevo. El MIDHAS 1 se desarrolló con el objetivo de ayudar a miles de personas en el país, así como para incentivar el uso de dispositivos mecatrónicos para la rehabilitación física y la investigación en las áreas de biomecánica y mecatrónica. Esta publicación describe la optimización del MIDHAS 1 para cumplir con requerimientos de rehabilitación física activa y pasiva. La optimización del MIDHAS 1 se realiza en base a una metodología de diseño modular que toma en cuenta parámetros funcionales y criterios de ergonomía. Así, el diseño propuesto para el MIDHAS 2 mejora la adaptabilidad del exoesqueleto a diversas medidas antropométricas de la mano, incluye un mecanismo para el tratamiento del pulgar, amplía el rango articular de flexo-extensión y genera un sistema modular intercambiable entre la mano derecha e izquierda. El sistema propuesto tiene como principal objetivo brindar soporte a fisioterapeutas y grupos de apoyo que desarrollan trabajo de ayuda social en zonas vulnerables del país.

Tabla 1
Comparación de especificaciones técnicas

Mecanismo	MIDHAS 1	MIDHAS 2	HEXOTRAC	SAFER Globe
	Cables y eslabones	Eslabones rígidos	Eslabones rígidos	Eslabones rígidos
Rango MCP	0 a -60°	0 a -90°	0 a -90°	0 a -70°
Rango PIP	0 a -60°	0 a -90°	0 a -90°	0 a -90°
Rango DIP	0 a -40°	0 a -65°	0 a -60°	0 a -50°
RAM* abducción-aducción	0	-10 a 10	0	0
RAM* flexo-extensión	0	-45 a 45	0	0
Movimiento pulgar	No	Sí	Sí	Sí
Diseño modular	No	Sí	No	No
Actuadores	Servomotores	Motores DC	Motores DC	Motores DC
Sensores	Sensor de flexión	FSR y sensor de flexión	Encoder magnético	FSR
Controlador	Arduino MEGA	Arduino UNO	Microcontrolador no reportado	Microcontrolador MK20DX128
Control	Lazo abierto (ejercicios pasivos)	Lazo abierto (ejercicios pasivos) y retroalimentado (ejercicios activos)	Retroalimentado (ejercicios activos)	Retroalimentación (ejercicios activos)
RAM = rango articular muñeca				

Fuente: los autores

Métodos y materiales

Para la optimización del primer dispositivo se trabaja en un nuevo diseño modular. Este nuevo diseño conlleva un proceso analítico y técnico que genera un sistema de módulos autónomos e intercambiables. El proceso de diseño se discute a continuación.

Especificaciones técnicas

Los parámetros de diseño se definen en base a criterios y requerimientos de ingeniería y rehabilitación física para lesiones en el sistema nervioso periférico y patologías traumatológicas y reumatológicas de la mano. En la tabla 1 se contrastan las especificaciones más importantes del primer prototipo construido, el diseño del segundo prototipo y los dispositivos HEXOTRAC (Sarakoglou *et al.*, 2016) y SAFE Globe (Ben-Tzvi *et al.*, 2016).

El desarrollo del dispositivo modular propuesto, MIDHAS 2, toma en cuenta los parámetros más relevantes para la optimización de diseño. Estos parámetros incluyen: el aumento del rango de movimiento de las articulaciones MCP, PIP y DIP, con énfasis en la articulación DIP, y la descripción del movimiento de oposición del pulgar (flexo-extensión, abducción y aducción), parámetro con el cual HEXOTRAC y SAFE Globe ya cumplen. Además, se definen como parámetros de optimización: la incorporación de un mecanismo que se ajuste a diferentes posiciones de la muñeca y el uso de control retroalimentado para el cumplimiento de ejercicios activos. Finalmente, el uso de motores DC permitirá disminuir el tamaño del exoesqueleto y proveer mayor capacidad de torque en comparación a los servomotores utilizados en el MIDHAS 1.

Diseño modular

El exoesqueleto MIDHAS 1 no presenta una estructura modular y se construyó como un sistema único no intercambiable para la mano de-

recha e izquierda. En el segundo prototipo, el diseño modular propuesto requiere la identificación de parámetros y requerimientos de diseño como parte de la definición del producto, para luego dar paso a la fase de diseño conceptual. La definición del producto tiene como objetivo la obtención de un documento de especificación. Posteriormente, el diseño conceptual define la estructura funcional del sistema, los modos de operación y la estructura modular (Riba, 2002). A partir de la especificación del producto, se plantea desarrollar el segundo prototipo, MIDHAS 2, en base a cinco módulos. En la figura 1 se representa la distribución de los módulos o bloques constructivos del exoesqueleto con respecto a la mano. Los módulos dispuestos con respecto a las zonas A y B transmiten movimiento para el seguimiento de trayectorias de flexo-extensión de los cuatro dedos trifalángicos. La diferencia entre los dos módulos para A y B radica en la fuerza transmitida y la movilidad de los dedos. En el caso de los dos dedos en A, estos requieren menor fuerza que los dedos en B para cumplir movimientos de extensión. Adicionalmente, los dos dedos en A ejecutan movimientos de precisión a partir del posicionamiento coordinado con el pulgar, para lograr lo que se conoce como presas de precisión o pinzas. El módulo dispuesto con respecto a C debe transmitir movimiento para el seguimiento de la trayectoria de oposición del pulgar. El módulo en D debe proporcionar soporte al exoesqueleto y el módulo en E debe permitir regular la posición articular de la muñeca.

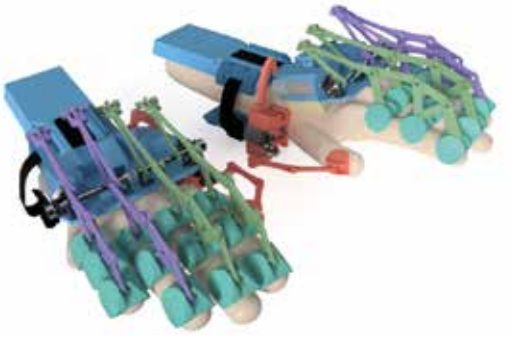
Figura 1
Distribución modular del sistema

Fuente: los autores

Alternativas de diseño

Como parte del diseño conceptual, se plantean distintas alternativas de diseño en cumplimiento de un documento de especificación. A partir de la formulación de 4 alternativas de diseño para el módulo A (verde) y B (morado), y 3 para el módulo C (rojo), en la figura 2 se identifican las alternativas seleccionada para dichos módulos. Las soluciones para los módulos D y E se encuentran en proceso de desarrollo y evaluación. En general, las soluciones para los módulos A, B y C presentan una estructura de eslabones rígidos accionados por un juego de engranes cónicos conectados a un motor DC.

Figura 2
Solución módulos A (verde), B (morado)
y C (rojo) dispuestos en la mano derecha e izquierda

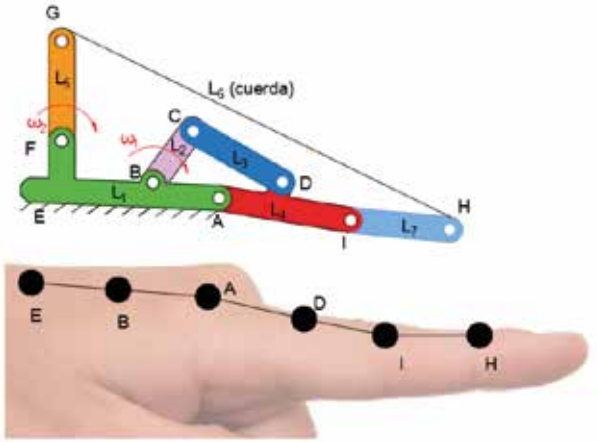


Fuente: los autores

Modelo cinemático

El primer prototipo trabaja con un mecanismo de cuatro barras (L_1-L_2-L_3-L_4), combinado con un mecanismo accionado por cables y eslabones (L_1-L_4-L_5-$L_{6(cable)}$-L_7). En conjunto, estos mecanismos transmiten movimiento a la falange proximal y media de los dedos trifalángicos, como se representa en la figura 3.

Figura 3
Mecanismos en exoesqueleto MIDHAS 1



Fuente: los autores

El análisis cinemático permite definir la trayectoria de movimiento de los eslabones que componen el exoesqueleto a partir de su configuración geométrica. El mecanismo fundamental del MIDHAS 1 tiene 1 grado de libertad. El número de grados de libertad (M) está dado por la ecuación de Grübler-Kutzbach (Erdman y Sandor, 1997):

$$M = 3(n\text{-}1)\text{-}2c_5\text{-}c_4 \quad (1)$$

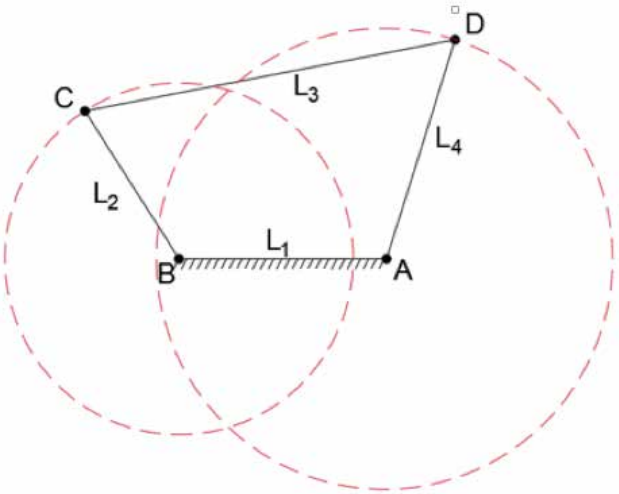
Donde:

n = número de eslabones
c_5 y c_4 = número de juntas con 5 y 4 grados de restricción (respectivamente)

Para simplificar el análisis, se identificó que en el mecanismo de la figura 3, parte de la transmisión de movimiento se produce dentro de un lazo cerrado tipo doble manivela (figura 4). En un mecanismo de doble manivela, la relación entre la longitud de los eslabones se constata mediante la Ley de Grashof (Foix y Costa, 2001):

$$L_1 + L_3 \leq L_2 + L_4 \tag{2}$$

Figura 4
Mecanismo doble manivela (la identificación de eslabones se realiza en correspondencia a la figura 3)



Fuente: los autores

Para el cálculo de posiciones de los eslabones en el mecanismo del primer prototipo, se utilizó ecuaciones de cierre de circuito en notación compleja (Shigley *et al.*, 1983):

$$\sum_{j=1}^{4} r_j e^{i\theta_j} = 0 \tag{3}$$

Donde:

r = longitud del eslabón
θ = ángulo formado con respecto al eje horizontal.

Las velocidades y aceleraciones de los eslabones se obtienen a partir de la diferenciación consecutiva de la ecuación de posición. Como datos iniciales se tiene ω_1 y ω_2 (figura 3) en correspondencia a las entradas producidas por los actuadores.

Modelo dinámico

El torque y la fuerza que ejerce cada eslabón con respecto a cada junta, se determina por solución concatenada de las ecuaciones de Newton-Euler para todos los eslabones móviles que conforman los mecanismos del exoesqueleto (Erdman y Sandor, 1997). Las ecuaciones de Newton-Euler pueden definirse como:

$$\sum F_x = Ma_{G_x}; \sum F_x = Ma_{G_x}; \sum T = I_g \propto_k \tag{4}$$

Donde:

M = masa total del eslabón
a_{G_x} y a_{G_y} = aceleración respecto al centro de gravedad en el eje X y Y (respectivamente)
I_g = inercia del eslabón respecto al centro de gravedad
$\propto_k$ = aceleración angular

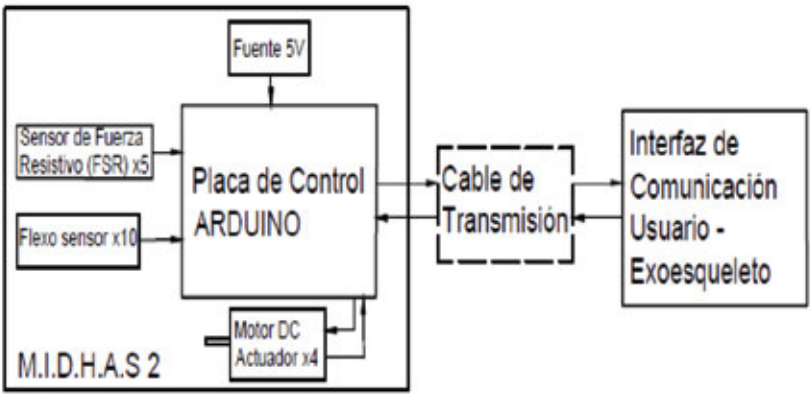
Los actuadores para el exoesqueleto se seleccionan en base a los torques calculados en las juntas. Para el cálculo, en el caso del primer prototipo, se tomó como referencia valores de fuerza promedio de 1,60 kgf, entre los eslabones y los dedos de la mano. Los valores de referencia se identificaron experimentalmente y se validaron con datos reportados en la literatura. Ubeda Ana (2004) reportó valores de fuerza de 1,50 kgf.

Interfaces mecatrónicas

El diagrama de bloques del sistema electrónico para el nuevo prototipo del exoesqueleto se muestra en la figura 5. El sistema electrónico

permite la adquisición y toma de datos de las medidas de posición y fuerza de la mano mediante el uso de sensores acoplados a la superficie de los dedos y a los eslabones estructurales del exoesqueleto. Los sensores son de dos tipos: sensores resistivos de flexión y sensores de fuerza por contacto. Los sensores de flexión o flexo-sensores varían su resistencia al ser flexionados. Los sensores de fuerza operan en base al cambio de resistencia por la variación de presión en una superficie circular de contacto. Las especificaciones de estos sensores se detallan en la tabla 2.

Figura 5
Diagrama del sistema electrónico
del exoesqueleto MIDHAS 2



Fuente: los autores

Para transmitir movimiento a los eslabones, el segundo prototipo utilizará motorreductores. Las ventajas de estos, en comparación a los servomotores utilizados en el primer prototipo, radica en su alto torque, bajo peso y reducido tamaño, lo cual ofrece versatilidad de posicionamiento y montaje con respecto al módulo estructural del exoesqueleto.

Para el control automático del exoesqueleto se utilizan microcontroladores Arduino (tablas 1 y 2). En el caso de un exoesqueleto de mano, el microcontrolador lee, registra y procesa los datos extraídos por los sen-

sores, y controla el accionamiento de los motores para transmitir fuerza y movimiento a los eslabones estructurales. Los microcontroladores Arduino MEGA trabajan con microprocesadores ATmega 2560 que proveen una velocidad máxima de procesamiento de 16 MHz. La programación del controlador se realiza en base a la plataforma de software de acceso libre propia de Arduino, con base de codificación en lenguaje C. La alimentación de los componentes electrónicos y el microprocesador se realiza por medio de una fuente de alimentación de 12V/5A.

Tabla 2
Elementos electrónicos

Componente electrónico	Tipo	Cantidad	Especificaciones
Arduino MEGA	Microcontrolador	1	54 pines Digitales I/O 16 pines Analógicos I Voltaje de operación 5V
Sensor de flexión	Sensor de Resistencia	10	Flat Resistance: 10KΩ ± 30%
Sensor de fuerza resistivo (FSR)	Sensor de Resistencia	5	Rango de fuerza sensitiva: $0{,}1\text{-}10^2$ N
Motorreductor	DC, 12V	4	Rated torque: 2,1 mNm

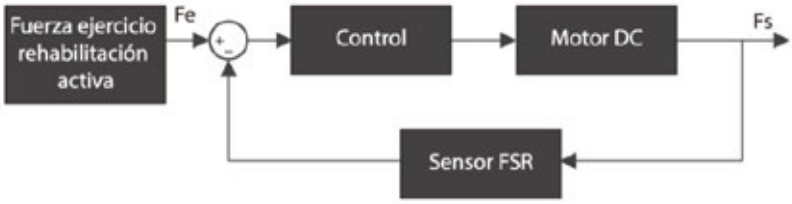
Fuente: los autores

En el MIDHAS 2, los modos y parámetros de operación y control del exoesqueleto serán regulados por el fisioterapeuta o usuario por medio de una interfaz hombre-máquina. Los datos adquiridos permitirán evaluar el progreso de la rehabilitación y generar modelos de rehabilitación en base al uso de exoesqueletos mecatrónicos.

Control y modos de operación

El primer prototipo construido permite realizar el seguimiento de trayectorias preestablecidas mediante un control de lazo abierto. En el nuevo prototipo se implementará y combinará un control de lazo abierto para cumplir con ejercicios de rehabilitación pasiva y un control en régimen retroalimentado para asistir en ejercicios de rehabilitación activa (figura 6).

Figura 6
Control retroalimentado para ejercicios activos



Fuente: los autores

Experimentación

Para medir la fuerza ejercida por el primer prototipo (MIDHAS 1), simulando el uso del exoesqueleto en una sesión de fisioterapia y a medida que el exoesqueleto describía una trayectoria de flexo-extensión, el usuario de prueba ejerció resistencia al movimiento, lo cual generó presión entre las falanges medias y proximales de los dedos, y los eslabones del exoesqueleto. El usuario de prueba ejerció la resistencia máxima admisible para que los servomotores no se detengan. La fuerza asociada con la presión entre las falanges y los eslabones se registró mediante sensores FSR400. El valor promedio registrado para todos los dedos trifalángicos fue de 1,60 kgf (tabla 3).

Ana Ubeda (2004) midió la fuerza de agarre promedio que un ascensionista ejerce para flexionar sus brazos desde una posición con su

cuerpo totalmente extendido y suspendido de los dedos. La medición se realizó por medio de moldes especiales en contacto con los dedos. El valor reportado en este estudio fue de 1,50 kgf.

Tabla 3
Fuerza máxima de presión ejercida por el MIDHAS 1 sobre dedos trifalángicos de la mano

	Índice	**Medio**	**Anular**	**Meñique**
Fuerza falange media (kgf)	1,64	1,72	1,60	1,41
Fuerza falange proximal (kgf)	1,65	1,73	1,55	1,51

Fuente: los autores

Para validar que el prototipo 1 cumplía con movimientos de flexión y extensión como parte de ejercicios de rehabilitación pasiva, se tomó datos de las posiciones de los dedos y eslabones mediante graduadores, y se determinó el rango articular de movimiento en las juntas MCP, PIP y DIP. Los rangos articulares que se reportan en la tabla 1 no cubren la amplitud natural de movimiento de la mano, cuyo rango de movimiento es aproximadamente de 90º (Kapandji, 2006).

Conti (*et al.*, 2016), con el fin de generar trayectorias de seguimiento para su exoesqueleto, realizó el muestreo de parámetros geométricos de la mano y desarrolló un modelo cinemático de una mano no afectada por patologías o lesiones. El modelo cinemático se complementó con un modelo dinámico para evaluar la recuperación paulatina de los pacientes. Cerveri (*et al.*, 2007) realizó el análisis cinemático de una mano articulada, a partir de segmentos rígidos caracterizados por 22 grados funcionales de libertad. Dichos grados representan el número de movimientos funcionales que cada una de las articulaciones de la mano puede realizar, tomando en cuenta el movimiento de la muñeca.

Para validar el segundo prototipo se generará un modelo cinemático que servirá como referencia de los movimientos naturales de la mano y como guía de los movimientos que el exoesqueleto debe trans-

mitir para lograr una rehabilitación adecuada. Este modelo se obtendrá a partir de datos de trayectorias de movimientos naturales de flexión y extensión de los dedos, en relación a parámetros geométricos de las manos, como son las longitudes de los dedos y su radio.

Para adquirir las trayectorias de las falanges se utilizará un sistema de grabación de movimiento con cámaras optoelectrónicas y marcadores reflectivos sobre la mano. Posteriormente, el modelo cinemático quedará definido a partir de la parametrización de posiciones de las articulaciones y eslabones del exoesqueleto. El modelo cinemático deberá reproducir las trayectorias reales de cada una de las falanges de los dedos de la mano.

Resultados y discusión

El MIDHAS 1, nuestro primer exoesqueleto, realiza el seguimiento de trayectorias pre-establecidas de flexo-extensión con un rango articular de 0 a -60º (articulaciones MCP y PIP) y de 0 a -50º (articulación DIP). El seguimiento de trayectorias está programado en base a un esquema de control en lazo abierto. Los dispositivo HEXOTRAC y SAFER Globe también presentan limitaciones en el rango articular de movimiento (tabla 1) y utilizan control retroalimentado para lograr movimientos activos y pasivos de rehabilitación. La mayoría de dispositivos mecatrónicos de rehabilitación, incluyendo el MIDHAS 1, no regulan la posición de la muñeca en ejercicios de flexo-extensión y abducción-aducción, y no presentan una configuración modular que permita usar un mismo exoesqueleto para la mano derecha e izquierda.

El diseño de nuestro segundo prototipo, el MIDHAS 2, se desarrolla en base a criterios y requerimientos de funcionalidad y ergonomía, y a partir de una configuración modular. El nuevo diseño consta de cinco módulos funcionales. Los módulos A, B y C (descritos en la sección de diseño modular), cuyas alternativas de solución se identifican en esta publicación, describen movimientos de flexo-extensión para

los dedos trifalángicos, y el movimiento de oposición para el pulgar. Las soluciones presentadas permitirán que el segundo prototipo asista en procesos de rehabilitación pasiva y activa, dentro de regímenes de control de lazo abierto y retroalimentado, respectivamente. Las soluciones para los módulos deben satisfacer requerimientos de soporte estructural, conectividad entre módulos y ajuste articular de la posición de la muñeca en función del ejercicio de rehabilitación. Como resultado, los módulos del sistema serán intercambiables y podrán ser utilizados tanto en la mano izquierda como derecha.

La validación del MIDHAS 2 se realizará en base a un protocolo de pruebas que evalúe el progreso de cada paciente en supervisión de especialistas de fisioterapia. Esta supervisión estará a cargo del centro de rehabilitación física KINETIKO. Los criterios de evaluación incluirán el rango articular alcanzado, la fuerza activa desarrollada por el paciente y el mejoramiento de las propiedades de los tejidos musculares y conectivos. Una vez validado, el prototipo será considerado para futuros proyectos de carácter social en el Ecuador.

Conclusiones

- Nuestro primer prototipo, el MIDHAS 1, realiza el seguimiento de trayectorias de flexo-extensión, mediante un control de lazo abierto, para los dedos trifalángicos de la mano. Este primer prototipo no incluye un mecanismo para rehabilitación del pulgar y no puede ser aplicado en rehabilitación activa.
- A partir del desarrollo y construcción del MIDHAS 1, se identificaron parámetros y requerimientos de diseño que están siendo considerados en la optimización del segundo prototipo. Estos parámetros y requerimientos incluyen: mejorar la adaptabilidad del exoesqueleto a diversas medidas antropométricas de la mano, incluir un mecanismo para el tratamiento del pulgar, ampliar el

rango articular de flexo-extensión y producir un sistema modular intercambiable para la mano derecha e izquierda.

- El diseño preliminar del MIDHAS 2 se realizó a partir de un documento de especificación desarrollado en cooperación con el centro de rehabilitación física KINETIKO. El documento de especificación marca los lineamientos para la optimización de diseño.
- El diseño preliminar propuesto incluye módulos autónomos por medio de los cuales el exoesqueleto podrá ser intercambiado y usado en la mano derecha o izquierda.
- El MIDHAS 2, a diferencia del primer prototipo, incluye un módulo independiente para rehabilitación del pulgar. El módulo del pulgar brinda funcionalidad al exoesqueleto para emular movimientos fundamentales de la mano para la sujeción y manipulación de objetos.
- La aplicación de control retroalimentado en el MIDHAS 2 permitirá que el exoesqueleto brinde soporte en ejercicios de rehabilitación activa de mano, con lo cual se espera evidenciar un aumento en la tasa de recuperación motora de pacientes tratados por lesiones y enfermedades en las manos.
- El diseño preliminar del MIDHAS 2 genera expectativas en cuanto a la optimización de tiempo y cantidad de personal de apoyo en centros de rehabilitación física. Se proyecta el uso del exoesqueleto en organizaciones que brindan ayuda social a pacientes en zonas vulnerables del Ecuador, como son las regiones afectadas por el terremoto de abril de 2016.
- La construcción del MIDHAS 2 implica su posterior evaluación en procesos de rehabilitación física de mano. La validación del dispositivo se llevará a cabo bajo la supervisión de especialistas en rehabilitación física como parte de la cooperación con KINETIKO.
- El desarrollo de tecnología para rehabilitación en el país beneficia al incremento de la capacidad de atención a pacientes afectados

por lesiones o enfermedades en las manos. El uso de dispositivos mecatrónicos de rehabilitación permitirá aumentar la capacidad de acción de un fisioterapeuta y la atención a un mayor número de pacientes.

- En el ámbito académico y de investigación, el desarrollo y optimización de un exoesqueleto para rehabilitación de mano contribuirá a desarrollar modelos y protocolos que el campo de rehabilitación de mano actualmente carece. Dichos modelos deberán ser ajustados a la morfología y realidad de la población ecuatoriana.

Agradecimientos

Proyecto de vinculación PVS-2017-011 de la Escuela Politécnica Nacional: Los autores agradecen a KINETIKO por su apoyo al proyecto, y a Daniela Cruz por su aporte en el desarrollo del MIDHAS 1.

Referencias

Aubin, P. M., Sallum, H., Walsh, C., Stirling, L. y Correia, A. (2013). *A pediatric robotic thumb exoskeleton for at-home rehabilitation: The Isolated Orthosis for Thumb Actuation (IOTA)*. International Conference on Rehabilitation Robotics. Recuperado de https://doi.org/10.1109/ICORR.2013.6650500

Ben-Tzvi, P., Danoff, J. y Ma, Z. (2016). The Design Evolution of a Sensing and Force-Feedback Exoskeleton Robotic Glove for Hand Rehabilitation Application. *Journal of Mechanisms and Robotics*, *8*(5), 51019. Recuperado de https://doi.org/10.1115/1.4032270

Brokaw, E. B., Holley, R. J. y Lum, P. S. (2010). Hand Spring Operated Movement Enhancer (HandSOME) Device for Hand Rehabilitation after Stroke. En *Annual International Conference of the Ieee Engineering in Medicine and Biology Society*, *19*(4), 5867-5870. Recuperado de https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5627516

Cerveri, P., De Momi, E., Lopomo, N., Baud-Bovy, G., Barros, R. M. L. y Ferrigno, G. (2007). Finger kinematic modeling and real-time hand motion

estimation. *Annals of Biomedical Engineering, 35*(11), 1989-2002. Recuperado de https://doi.org/10.1007/s10439-007-9364-0

Chen, T. y Lum, P. S. (octubre, 2016). *Hand rehabilitation after stroke using a wearable, high DOF, spring powered exoskeleton.* Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), (pp. 578-581). Recuperado de https://doi.org/10.1109/EMBC.2016.7590768

Conti, R., Meli, E. y Ridolfi, A. (2016). A novel kinematic architecture for portable hand exoskeletons. *Mechatronics, 35*, 192-207. Recuperado de https://doi.org/10.1016/j.mechatronics.2016.03.002

Cui, L., Phan, A. y Allison, G. (noviembre, 2015). *Design and fabrication of a three dimensional printable non-assembly articulated hand exoskeleton for rehabilitation.* Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBS), (pp. 4627-4630). Recuperado de https://doi.org/10.1109/EMBC.2015.7319425

Erdman, A. G. y Sandor, G. N. (1997). *Diseño de mecanismos: análisis y síntesis.* México DF: Pearson Prentice Hall.

Foix, S. C. y Costa, D. C. (2001). *Teoría de máquinas.* Barcelona, España: Universidad Politécnica de Catalunya.

Heo, P., Gu, G. M., Lee, S. J., Rhee, K. y Kim, J. (2012). Current hand exoskeleton technologies for rehabilitation and assistive engineering. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing, 13*(5), 807-824. Recuperado de https://doi.org/10.1007/s12541-012-0107-2

Iqbal, J., Tsagarakis, N. G., Fiorilla, A. E. y Caldwell, D. G. (2010). *A portable rehabilitation device for the hand.* Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC), (pp. 3694-3697). Recuperado de https://doi.org/10.1109/IEMBS.2010.5627448

Kapandji, A. I. (2006). *Fisiología articular.* Bogotá: Editorial Medica Panamericana.

Kinovea. (2017). *Kinovea: video analysis software.* Recuperado de https://www.kinovea.org/

Li, J., Zheng, R., Zhang, Y. y Yao, J. (2011). *iHandRehab: An interactive hand exoskeleton for active and passive rehabilitation.* International Conference on Rehabilitation Robotics. Recuperado de https://doi.org/10.1109/ICORR.2011.5975387

Lucas, L., Dicicco, M. y Matsuoka, Y. (2004). An EMG-Controlled Hand Exoskeleton for Natural Pinching. *Journal of Robotics and Mechatronics*, *16*(5), 1-7. Recuperado de https://doi.org/10.20965/jrm.2004.p0482

Ma, Z. y Ben-Tzvi, P. (2015). Design and Optimization of a Five-Finger Haptic Glove Mechanism. *Journal of Mechanisms and Robotics*, *7*(4), 41008. Recuperado de https://doi.org/10.1115/1.4029437

Nycz, C. J., Butzer, T., Lambercy, O., Arata, J., Fischer, G. S. y Gassert, R. (2016). Design and Characterization of a Lightweight and Fully Portable Remote Actuation System for Use with a Hand Exoskeleton. *Robotics and Automation Letters*, *1*(2), 976-983. Recuperado de https://doi.org/10.1109/LRA.2016.2528296

Pacheco Compaña, F. J., Gago Vidal, B. y Valero Gasalla, J. (2012). Patologías frecuentes en la mano y la muñeca. *Formacion Medica Continuada en Atencion Primaria*, *19*(8), 463-471. Recuperado de https://doi.org/10.1016/S1134-2072(12)70443-7

Prange, G. B., Jannink, M. J. A., Groothuis-Oudshoorn, C. G. M., Hermens, H. J. y Jzerman, M. J. (2006). Systematic review of the effect of robot-aided therapy on recovery of the hemiparetic arm after stroke. *The Journal of Rehabilitation Research and Development*, *43*(2), 171. Recuperado de https://doi.org/10.1682/JRRD.2005.04.0076

Reinkensmeyer, D., Schmit, B. y Rymer, W. (1999). Assessment of Active and Passive Restraint During Guided Reaching After Chronic Brain Injury. *Annals of Biomedical Engineering*, *27*(6), 805-814. Recuperado de https://doi.org/10.1114/1.233

Riba, C. (2002). Diseño concurrente. Barcelona, españa: Universidad Politécnica de Catalunya.

Sarakoglou, I., Brygo, A., Mazzanti, D., Hernandez, N. G., Caldwell, D. G. y Tsagarakis, N. G. (noviembre, 2016). *Hexotrac: A highly under-actuated hand Exoskeleton for finger tracking and force feedback*. International Conference on Intelligent Robots and Systems, (pp. 1033-1040). Recuperado de https://doi.org/10.1109/IROS.2016.7759176

Sargsyan, S., Arakelian, V. y Briot, S. (2012). *Robotic Rehabilitation Devices of Human Extremities: Design Concepts and Functional Particularities*. Biennial Conference on Engineering Systems Design and Analysis. Recuperado de https://doi.org/10.1115/ESDA2012-82322

Schabowsky, C. N., Godfrey, S. B., Holley, R. J. y Lum, P. S. (2010). Development and pilot testing of HEXORR: Hand EXOskeleton Rehabilitation Ro-

bot. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, *7*(1), 36. Recuperado de https://doi.org/10.1186/1743-0003-7-36

Shigley, J. E., Uicker, J. J., Pérez, J. H. y Contín, R. C. (1983). *Teoría de máquinas y mecanismos*. México DF: McGraw-Hill.

Tadano, K., Akai, M., Kadota, K. y Kawashima, K. (2010). *Development of grip amplified glove using bi-articular mechanism with pneumatic artificial rubber muscle*. International Conference on Robotics and Automation, (pp. 2363-2368). Recuperado de https://doi.org/10.1109/ROBOT.2010.5509393

Ubeda Palomares, A. B. (enero, 2004). *Valoracion de la fuerza de agarre en escaladores*. (s.e).

Worsnopp, T. T., Peshkin, M. A., Colgate, J. E. y Kamper, D. G. (2007). *An actuated finger exoskeleton for hand rehabilitation following stroke*. 10th International Conference on Rehabilitation Robotics (ICORR), (pp. 896-901).

Silla de bipedestación para personas con paraplejia

Oscar Tambaco[1]
Patricio Quilca[2]
Cosme Mejía[3]
Fernando Valencia[4]
y Diego Ortiz[5]

Resumen
La presente investigación está enfocada en la propuesta de una silla bipedestadora que permita reducir molestias tales como: ulceras de presión, mala digestión y mal funcionamiento de los órganos vitales debido al sedentarismo continuo de las personas con paraplejía. Se presenta un diseño modular basado en los requerimientos del usuario, personal médico y antropometría ecuatoriana bajo las exigencias planteadas en la norma INEN-ISO-29138-1/2/3. Mediante el uso de herramientas computacionales se evalúa el modelo propuesto con el método de elementos finitos, específicamente en los puntos críticos. Posteriormente, se construye el dispositivo. Una vez concluido, se implementa el accionamiento bipedestador y el control electrónico de la silla que permite al paciente desplazarse con autonomía, comodidad y seguridad en superficies planas y rampas hechas bajo norma. Se obtiene un prototipo funcional que permite bipedestar pacientes con peso de hasta 1 000 N, en un tiempo de 40 segundos. La silla presenta cuatro horas de autonomía en trabajo continuo. Finalmente, se evalúa el prototipo por profesionales de la salud en pacientes con discapacidad de donde se emiten las sugerencias de mejora para futuras investigaciones.

Introducción

El CONADIS presenta en sus registros un total de 196 758 personas con discapacidad física en el Ecuador, de los cuales 4 758 se encuentran en la provincia de Imbabura, lo que representa el 2,42% del total.

1 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (ogtambacos@utn.edu.ec).
2 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (prquilca@utn.edu.ec).
3 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (cdmejia@utn.edu.ec).
4 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (fvvalencia@utn.edu.ec).
5 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (dlortiz@utn.edu.ec).

La paraplejia es una enfermedad dentro de este grupo de personas que deja como secuelas aislamiento por parte de la sociedad y una calidad de vida desfavorable (CONADIS, 2017).

Las personas con paraplejia tienen un reto físico en la realización de actividades cotidianas y sencillas, en comparación con una persona sin complicaciones físicas; tareas como ir al baño y levantarse de la cama, provocan mucho desgaste físico en una persona parapléjica, por lo que implica un gran aporte muscular de sus miembros superiores. Adicionalmente, la sociedad los considera incapaces de movilizarse y ejecutar tareas por sí solas, como consecuencia les provoca aislamiento social, generando en ellos baja autoestima y limitando aún más su superación (Moreno y Amaya, 2009).

Las personas adultas que padecen de paraplejia pueden llegar a presentar diversos grados de síntomas en función de la gravedad y ubicación de la lesión. Las primeras semanas la persona puede padecer un *shock* medular, que produce disminución en la sensibilidad, movimiento muscular y reflejos (OMS, 2016). De igual manera, a la persona que padece de este tipo de patología se le presentan barreras que les impiden el acceso a la asistencia sanitaria como servicios de salud o transporte. Con el transcurso del tiempo, las personas con esta enfermedad pueden llegar a presentar diversos problemas e inconvenientes debido a la reducción de la movilidad y pérdida de la capacidad de caminar, provocando una disminución de la masa muscular de las extremidades inferiores; a la vez, puede causar numerosas complicaciones médicas que se pueden evitar con mínimos auto-cuidados (OMS, 2016).

Las complicaciones más comunes que se presentan son las úlceras por presión, trombosis, impotencia, neumonía, infecciones de orina, hipertensión arterial, alteraciones músculo esqueléticas, lesiones de los nervios periféricos, aparato gastrointestinal y aparato genito-urinario; estos problemas se presentan porque la persona pasa mucho tiempo en una sola posición, en algunos casos se presentan problemas psicológicos como depresión debido a la exclusión social y a los límites de su capaci-

dad física (OMS, 2016). En la actualidad se registra a 1 768 personas con discapacidad que se encuentran laborando, de las 11 102 existentes en la provincia de Imbabura, esto indica que el grado de independencia en el desarrollo de sus actividades de la vida diaria es bajo (CONADIS, 2015).

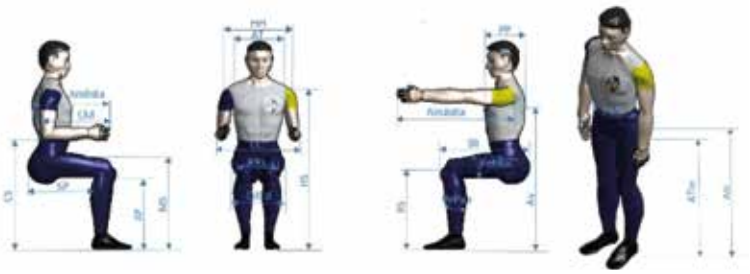
Actualmente existen varios tipos de sillas de ruedas comandadas por botones y/o *joystick* que ayudan en cierta medida a las personas con algún tipo de discapacidad, pero no brindan una inclusión social, autonomía y estímulos en la salud, haciendo que el paciente presente una dependencia de otra persona para realizar algunas actividades (Barbero y Ortega, 2015; Chango y Toctaguan, 2009).

Metodología

Medidas antropométricas

Se realiza el levantamiento de datos de las medidas antropométricas de una muestra del 10% de la población con paraplejía de la ciudad de Ibarra, necesaria para el diseño de la silla bipedestadora.

Figura 1
Medidas antropométricas



Fuente: UNAM, 2003

En la tabla 1 se observa los percentiles 95 y 5 de las diferentes medidas realizadas a los pacientes con paraplejía.

Tabla 1
Medidas antropométricas zona Ibarra

Código	Percentil 5	Percentil 95	Código	Percentil 5	Percentil 95
AP	40,5	47,7	AS	76,2	90,8
SP	43,3	45,9	CC	54,5	62,7
SR	51,0	52,9	PP	25,3	28,0
MS	50,6	59,7	HH	43,2	48,3
RS	43,6	50,7	AT	35,0	40,6
CS	64,5	75,1	Pe Mus	33,3	46,7
Amín Ba	49,8	55,7	Pe Pan	31,2	34,7
CM	45,0	47,9	Atro	76,6	90,7
Amáx Ba	70,0	76,1	AG	87,2	98,6
HS	90,9	111,2	Pe Ab	101,1	115,6
CdCd	35,3	43,7	Altura	166,2	174,4
RRs	34,2	38,6			

Fuente: los autores

1. Ancho del asiento. Esta medida corresponde al ancho de cadera (CdCd), equivale al punto más ancho de las mismas en posición de sedestación. Para determinar el valor adecuado es recomendable tomar el percentil 95 y así garantizar que todo el grupo pueda entrar en el asiento. Adicionalmente, como sugieren Gómez (*et al.*, 1999) y la UNAM (2003), es necesario una holgura por lado de 2,5 cm al ancho de la cadera para obtener el ancho del asiento.

$$\text{Ancho asiento} = CdCd + \text{holgura} \quad (1)$$

Aplicando la ecuación (1) se obtiene un ancho del asiento de 49 cm.

2. Altura del asiento. Corresponde a la altura poplítea (AP), equivale a la altura desde el reposapiés hasta la parte anterior de la rodilla,

concretamente el punto poplíteo en posición sentado. Para la altura del asiento se trabaja con el percentil 5, es decir, considerar que las personas de menor tamaño puedan alcanzar a hacer contacto con el reposapiés, para el que es necesario tomar en cuenta una sobremedida de 10 cm como se sugiere en las investigaciones de Gómez (*et al.*, 1999) y la UNAM (2003).

$$\text{Altura del asiento} = AP + \text{alto sobremedida} \quad (2)$$

A partir de la ecuación (2) se obtiene una altura del asiento de 50,5 cm.

3. Profundidad del asiento. Distancia sacro poplíteo (SP), la cual equivale a la distancia desde el respaldo hasta el punto poplíteo de la rodilla en posición sentado. Para esta longitud se trabaja con el percentil 95, es decir, el grupo más grande debe alcanzar a reposar la longitud adecuada en el asiento. Además, según la investigación de Gómez (*et al.*, 1999) y la UNAM (2003), se debe asegurar que del borde del asiento al punto poplíteo exista una holgura de 3 cm.

$$\text{Profundidad del asiento} = SP - \text{holgura} \quad (3)$$

Reemplazando los valores en la ecuación (3) se obtiene 43 cm como profundidad del asiento.

4. Altura del reposabrazos. Altura codo-suelo (CS), medida que hace referencia a la distancia desde el piso hasta el codo, formando un ángulo de 90° con el hombro y con el puño cerrado en posición sentado. Para esta longitud se trabaja con el percentil 5, para asegurar que todos los usuarios de menor longitud de esta parte puedan reposar sus extremidades superiores. Se adiciona una holgura de 2 cm como proponen Gómez (*et al.*, 1999) y la UNAM (2003).

$$\text{Altura reposabrazos} = CS + \text{holgura} \quad (4)$$

Al aplicar la ecuación (4) se obtiene una altura de 66,5 cm del reposabrazos.

5. Altura del respaldo de la silla. Corresponde a la altura subescapular (AS) que es la distancia desde el suelo a la parte más baja del omóplato en posición sentado. Para esta longitud se trabaja con el percentil 95, es decir, al grupo más grande, y como sugieren Gómez (*et al.*, 1999) y la UNAM (2003) es necesario proponer 2 cm de holgura.

$$\text{Altura del respaldo} = AS - \text{holgura} \quad (5)$$

A partir de la ecuación (5) se obtiene una altura del respaldo de la silla de 88,8 cm.

6. Longitud reposabrazos. Definido por la distancia codo-mano (CM), se considera al percentil 95 para que todos los usuarios puedan reposar todo su brazo, por lo que se establece un valor de 48 cm.

7. Distancia extremo a extremo reposabrazos. Corresponde a la medida de la distancia horizontal entre la parte externa de los codos (CC). Se toma el percentil 95. Para la distancia de las caras interiores del reposabrazos se toma el percentil 5. Para las dos medidas es necesario considerar una holgura de 2 cm por lado como lo proponen Gómez (*et al.*, 1999) y la UNAM (2003).

$$\text{Distancia reposabrazos caras externas} = CC\,\text{P95} + \text{holgura} \quad (6)$$

$$\text{Distancia reposabrazos caras internas} = CC\,\text{P5} - \text{holgura} \quad (7)$$

Aplicando las ecuaciones (6) y (7) se obtiene una distancia de las caras externas del reposabrazos de 65 cm y de las caras internas del reposabrazos de 52,5 cm.

8. Ancho del espaldar. Hace referencia a la distancia horizontal de hombro a hombro (HH). Se considera el percentil 95 para que todo el grupo pueda incorporarse en la silla. Obteniendo un valor de ancho de espaldar de 48,3 cm.

9. Ruedas traseras (diámetro). Para obtener el diámetro de las ruedas traseras es necesario tomar en cuenta la altura de los pies a los hombros (HS), la altura del suelo al reposapiés como sugiere la norma

INEN-ISO-29138-2 y el alcance máximo de brazo (AmáxBa).

$$\text{Diámetro Ruedas traseras} = (HS+12\text{-AmáxBa})*2 \quad (8)$$

El diámetro calculado en base a la ecuación (8) de las ruedas traseras es de 66 cm.

10. Longitud del reposapiés. Para la longitud del reposapiés se toma en cuenta la medida de la altura rodilla suelo (RS) en su percentil 5 para que los más pequeños puedan alcanzar el mismo, tomando el valor de 43,6 cm.

11. Medidas adoptadas. Basados en la norma INEN-ISO-29138-2 se adopta las siguientes medidas estándar para la silla:

- Altura del reposapiés (12 cm)
- Inclinación del respaldo (90°-100°)
- Inclinación asiento (4°)
- Dimensiones ruedas delanteras (50 mm x 200 mm)

Alternativas de diseño

Para proponer varias alternativas en el diseño de la silla bipedestadora es necesario analizar lo que nos exige la norma INEN-ISO-29138, en la que se menciona que es de suma importancia tomar en cuenta las sugerencias del usuario para el diseño de prototipos para personas con discapacidad.

1. Necesidades del usuario. Las personas usuarias de silla de ruedas de la ciudad de Ibarra al momento de realizar el acercamiento para la toma de medidas antropométricas, sugieren como sus necesidades para tomar en cuenta en el diseño del prototipo bajo estudio: el valor final del producto, el fácil cambio de llantas y baterías, movimiento fácil de accionar y que sirva para alguna actividad, un asiento cómodo y duradero, y sobre todo la seguridad de todo el dispositivo.

2. Parámetros del diseño. Para proponer los parámetros de las diferentes alternativas del prototipo a diseñar es primordial interpretar las necesidades del usuario o voz del cliente a la voz del ingeniero, proponiendo los siguientes parámetros: seguridad, estética, funcionalidad, costos, mantenimiento.

Basados en la fiabilidad de las alternativas de diseño, es necesario identificar la importancia de cada uno de los parámetros, basándonos en un sistema de puntuación, el mismo que se propone en la tabla 2.

Tabla 2
Valoración de fiabilidad

Fiabilidad	Valoración
Mayor	1
Igual	0,5
Menor	0

Fuente: los autores

Una vez determinado el sistema de puntuación se compara los parámetros establecidos y se obtienen los resultados, mostrados en la tabla 3. Se establece que el parámetro fundamental es la seguridad, seguido de la ergonomía y la funcionalidad.

3. Análisis modular silla de ruedas. Se establecen módulos básicos esenciales que componen la silla de ruedas; de estos se establecen algunas alternativas a tomar en cuenta para su ejecución o construcción. Los módulos propuestos son: mecánico y electrónico. De estos módulos se proponen los sub-módulos mecánicos: estructura, material, asiento, reposabrazos, ruedas traseras y color; y los sub-módulos electrónicos: mando, actuador motriz, actuador bipedestación y controlador. En la tabla 4 se observa el resumen de los módulos y sub-módulos con sus diferentes alternativas.

Tabla 3
Ponderación parámetros de diseño

Seguridad >Ergonomía=Funcionalidad>Estética>Costo>Mantenimiento								
	Seguridad	**Ergonomía**	**Estética**	**Funcionalidad**	**Costos**	**Mantenimiento**	**∑+1**	**Ponderación en %**
Seguridad		1	1	1	1	1	6	29
Ergonomía	0		1	0.5	1	1	4.5	21
Estética	0	0		0	1	1	3	14
Funcionalidad	0	0.5	1		1	1	4.5	21
Costos	0	0	0	0		1	2	10
Mantenimiento	0	0	0	0	0		1	5
Suma							21	100

Fuente: los autores

Tabla 4
Módulos de la silla bipedestadora

Módulo 1 mecánico			
Sub-módulo	Alternativas		
Estructura	Fija	Plegable	
Material	Acero	Acero Inoxidable	Aluminio
Asiento	Fijo	Ajustable	
Reposabrazos	Fijo	Desmontable	Ajustable
Ruedas traseras	Tipo bicicleta	Tipo terreno eléctricas	
Color	Vivo	Neutro	
Módulo 2 electrónico			
Sub-módulo	Alternativas		
Mando	Pulsadores	Switch	
Actuador motriz	DC convencional	DC Brushless	
Actuador bipedestación	Lineal eléctrico	Rotativo con acoplamiento lineal	
Controlador	Arduino	PLC	
Baterías	Placas y Acido	ION-Litio	

Fuente: los autores

De los sub-módulos y su interrelación con las alternativas de cada uno de ellos se obtienen cinco alternativas de diseño para el prototipo, por lo que es necesario determinar la mejor alternativa, para lo que se procede a ponderar las alternativas de los sub-módulos.

4. Tablas de resultados de ponderaciones para sub-módulos de la silla de ruedas. A continuación, se muestra las tablas de ponderación para cada uno de los componentes a tomar en cuenta en el diseño de la silla.

Tabla 5
Selección estructura

Tipos	Seguridad	Ergonomía	Estética	Funcionalidad	Costo	Mantenimiento	Ponderación final	Prioridad
Fijo	19	7	9	14	7	3	60	1
Plegable	10	14	5	7	3	2	40	2
Suma:							100	

Fuente: los autores

Tabla 6
Selección material

Tipos	Seguridad	Ergonomía	Estética	Funcionalidad	Costo	Mantenimiento	Ponderación final	Prioridad
Acero pesado	12	4	2	9	2	1	29	3
Acero inoxidable	12	7	6	9	4	2	40	1
Aluminio	5	11	6	4	4	2	31	3
Suma:							100	

Fuente: los autores

Tabla 7
Selección asiento

Tipos	Seguridad	Ergonomía	Estética	Funcionalidad	Costo	Mantenimiento	Ponderación final	Prioridad
Fijo	19	7	9	7	7	3	53	1
Ajustable	10	14	5	14	3	2	47	2
Suma:							100	

Fuente: los autores

Tabla 8
Selección reposabrazos

Tipos	Seguridad	Ergonomía	Estética	Funcionalidad	Costo	Mantenimiento	Ponderación final	Prioridad
Fijo	15	4	2	4	4	3	31	2
Desmontable	5	7	5	7	4	1	29	3
Ajustable	10	11	7	11	2	1	41	1
Suma:							100	

Fuente: los autores

Tabla 9
Selección ruedas motrices

Tipos	Seguridad	Ergonomía	Estética	Funcionalidad	Costo	Mantenimiento	Ponderación final	Prioridad
Tipo bicicleta	10	14	9	14	7	2	55	1
Todo terreno eléctrica	19	7	5	7	3	3	45	2
Suma:							100	

Fuente: los autores

Tabla 10
Selección actuador motriz

Tipos	Seguridad	Ergonomía	Estética	Funcionalidad	Costo	Mantenimiento	Ponderación final	Prioridad
DC convencional	15	14	5	7	7	2	49	2
DC Brushless	15	7	9	14	3	3	52	1
Suma:							100	

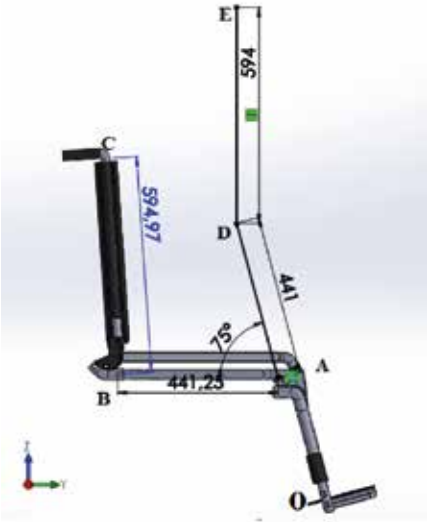
Fuente: los autores

5. Análisis modular de soluciones. Luego de evaluar las diferentes alternativas de los módulos que componen la silla, se llega a una solución de diseño propuesta, de la que se procederá a realizar su boceto preliminar. Este es el punto de partida para el cálculo analítico y el diseño CAD y CAM. La solución obtenida, basados en fiabilidad, es la siguiente: se propone un prototipo de silla en colores neutros con estructura fija en acero inoxidable, con asiento fijo y reposabrazos ajustables. Con ruedas traseras tipo bicicletas accionadas por un motor DC tipo Brushless, comandado por un Arduino y un *swtich* de mando. La bipedestación se realizará mediante un actuador lineal eléctrico accionado por baterías de ION-Litio y comandada por el mismo controlador Arduino. A partir de esta propuesta se desarrolla el análisis estructural del modelo propuesto.

Análisis estructural

1. Cinemática estructura de la silla de ruedas bipedestadora.

Figura 2
Cinemática mecanismo bipedestador



Fuente: los autores

Vectores de posición relativa:

$$\gamma_{AO} = [-247.1, -288.68]\ mm$$

$$\gamma_{BA} = [0, -440.0]\ mm$$

$$\gamma_{CB} = [0, 0.590]\ mm$$

Matrices de rotación con respecto al eje "x":

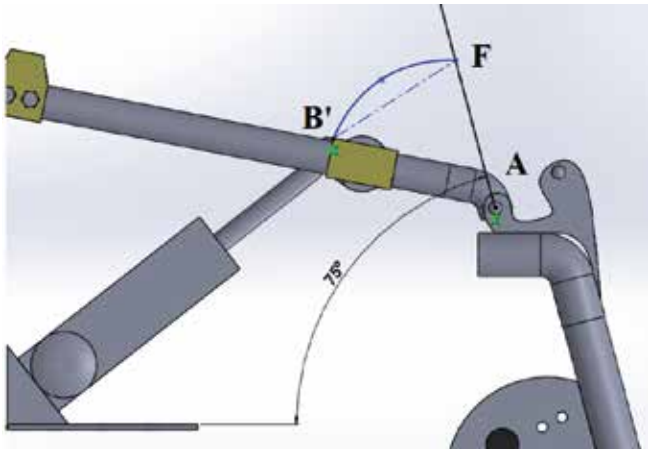
$$\gamma_{DA} = [0, 113.9, 425]\ mm$$

$$\gamma_{DO} = [0, -212.3, 792]\ mm$$

$$\gamma_{BA} = [0, 212.3, 1382]\ mm$$

2. Cinemática del actuador lineal.

Figura 3
Trayectoria actuador lineal



Fuente: los autores

Posición del punto B' con respecto al punto A. Posición de la punta del vástago del actuador con respecto al eje de giro del mecanismo bipedestador.

$$\gamma_{B'A} = [\,0, -160,0\,]\ mm$$

Posición del punto F con respecto al punto A. Posición final del extremo del vástago con una rotación de 75º necesaria para la bipedestación de la silla de ruedas.

$$\gamma_{FA} = [\,0, -41.41, 154.55\,]\ mm$$

Posición del punto final del extremo del vástago con respecto al punto inicial.

$$\gamma_{FB'} = [\,0, 118.59, 154.55\,]\ mm$$

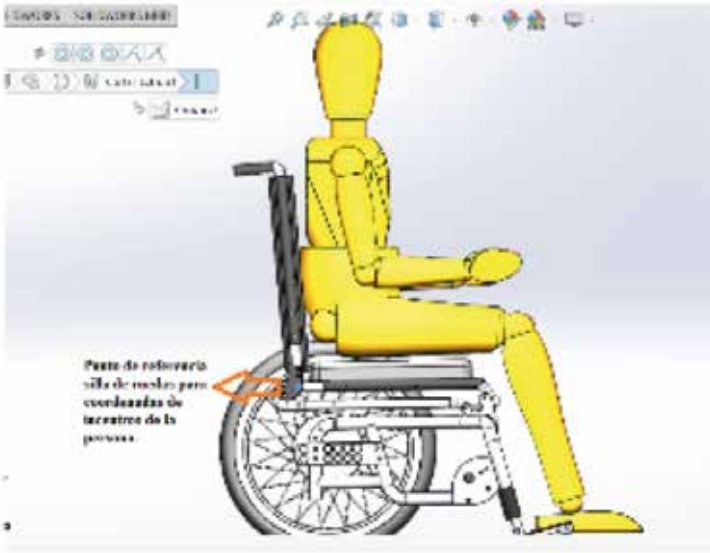
Distancia de recorrido para el actuador lineal.

$$D = \sqrt[2]{[\,x^2 + y^2 + z^2\,]} \tag{9}$$

Aplicando la ecuación (9) se obtiene una distancia de recorrido para el actuador lineal de 194,8 mm.

3. Diagrama de cuerpo libre. Al ser una máquina compleja con alta cantidad de piezas, el análisis estático analítico se considera de una manera simplificada tomando un estudio por piezas. Seguido de un análisis estático por software de todas las piezas ensambladas para la validación del diseño.

Figura 4
Representación preliminar para el análisis estático



Fuente: los autores

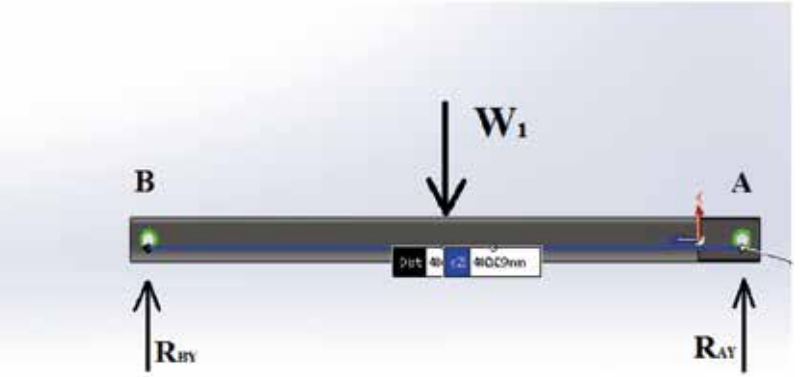
A continuación, se presenta el análisis estático de las principales partes expuestas a esfuerzos.

4. Barra del asiento-cojín.

Figura 5
Descripción del componente: barra del asiento-cojín

Fuente: los autores

Figura 6
Diagrama de cuerpo libre: barra asiento-cojín



Fuente: los autores

Análisis de cargas:

$$\Sigma F_y = 0 \tag{10}$$

$$\Sigma M_A = 0 \tag{11}$$

$$\Sigma M_B = 0 \tag{12}$$

Ejecutando las ecuaciones (10), (11) y (12) se obtiene los siguientes resultados:

R_{AY} = 490 N
R_{BY} = 490 N

Análisis momento flector.

$$M_{AB} = \frac{R_{AY} \times x_A}{2} \tag{13}$$

A partir de la ecuación (13) se obtiene el siguiente resultado:

$$M_{AB} = 58.8\ Nm.$$

Análisis de esfuerzos:

$$S_Y = 207\ MPa$$

$$D = 25.4\ mm$$

$$d = 22.4\ mm$$

Esfuerzo por flexión:

$$\sigma_{maxAB} = \frac{32 \times M_{AB} \times D}{\pi \times (D^4 - d^4)} \tag{14}$$

$$fs_{AB} = \frac{S_y}{\sigma_{maxAB}} \tag{15}$$

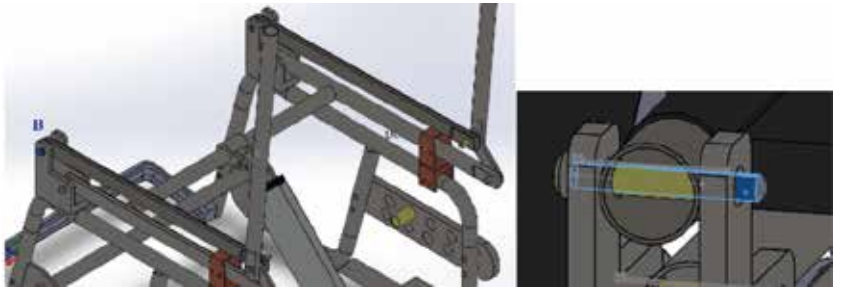
Ejecutando las ecuaciones (14) y (15) se obtiene los valores:

$$\sigma_{maxAB} = 63.41\ MPa$$

$$fs_{AB} = 3.26$$

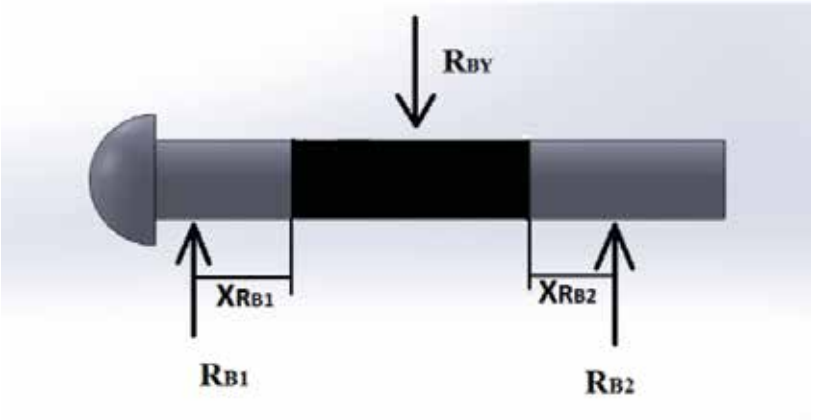
5. Pasador en el punto B.

Figura 7
Descripción del componente: pasador B



Fuente: los autores

Figura 8
Diagrama de cuerpo libre: pasador B



Fuente: los autores

Datos:

$$L_{P=0.038\ m}$$

$$x_{RB1=0.004\ m}$$

$$x_{RB2=0.004\ m}$$

$$x_{RB=}x_{RB1} + x_{RB2}$$

Análisis de cargas: a partir de las ecuaciones 10 y 11 para el análisis del pasador se obtiene los siguientes resultados:

$$R_{B1} = 245\ N$$

$$R_{B2} = 245\ N$$

Análisis momento flector: a partir de la ecuación 13 se obtiene el momento flector del pasador B:

$$M_{PB} = 0.98\ Nm.$$

Análisis de esfuerzos:

$$S_Y = 207\ MPa$$

$$D_{PB} = 0.006\ m$$

Esfuerzo por flexión y cortante:

$$\sigma_{maxB} = \frac{32 \times M_{AB}}{\pi \times {D_{PB}}^3} \tag{16}$$

$$\tau_{permB} = \frac{2 \times R_{BY}}{\pi \times {D_{PB}}^2} \tag{17}$$

Con las ecuaciones (16) y (17) se obtiene el esfuerzo por flexión y cortante:

$$\sigma_{\mathrm{maxB}} = 46.21\ \mathrm{MPa}$$

$$\tau_{\mathrm{permB}} = 8.67\ \mathrm{MPa}$$

Von Mises:

$$\sigma' = \sqrt[2]{\sigma_{maxB}{}^2 + 3\tau_{permB}{}^2} \tag{18}$$

De la ecuación (18) se obtiene:

$$\sigma' = 48.59 \text{ MPa}$$

Factor de seguridad:

$$fs_{AB} = \frac{S_y}{\sigma'} \tag{19}$$

De la ecuación (19) se obtiene:

$$fs_{AB} = 4.26$$

Diseño electrónico

Dentro del diseño electrónico se propone el software que comandará a la silla, tanto en su avance lineal como en su bipedestación. En cuanto al hardware propuesto se realiza una selección de elementos.

1. Selección de hardware. Se propone utilizar como controlador principal una placa Arduino Mega 2560, que posee la cantidad necesaria de entradas y salidas para el manejo de datos de los sensores y control de los actuadores. Se selecciona como elemento de control de avance de la silla un módulo joystick para Arduino, por su fácil uso y adaptación con las diferentes placas de Arduino, la misma se observa en la figura 9.

En cuanto a los motores seleccionados en el análisis modular, se utilizó motores tipo Brushless sobre el eje de una rueda. Este tipo de motores son implementados, por lo general, en bicicletas eléctricas y por tanto es adecuada su implementación a una silla de ruedas. El motor se encuentra acoplado a la manzana de la rueda, disminuyendo espacio para su instalación. Transmite una potencia de 350 W para su

desplazamiento con una alimentación de 36 V DC y son más eficientes que los motores DC convencionales y abastece la fuerza necesaria.

Figura 9
Joystick para Arduino

Fuente: los autores

Figura 10
Motor Brushless acoplado a un rin de bicicleta

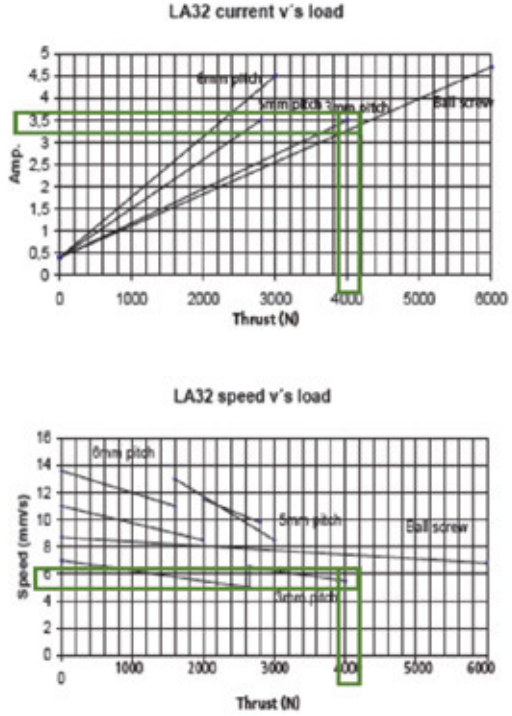
Fuente: los autores

Se decide implementar la bipedestación con un actuador lineal eléctrico ya que presenta una estructura sencilla con respecto a otro tipo de actuadores, son precisos y su control no es complejo ya que solo necesita de energía eléctrica como fuente de poder (Balbuena y Carrera, 2013).

El actuador lineal que se utilizó en la silla de ruedas para realizar el cambio de sedestación a bipedestación presenta un empuje de 6 000 N-4 000 N a una velocidad de 3,0-16,7 mm/s, con una alimentación de 24 V DC, con ciclo de trabajo máx. 10% o 2 min/18 min., en uso continuo, y una longitud de carrera de 20 cm.

Para seleccionar el *driver* adecuado para el actuador se realizó un cruce de información que brinda los fabricantes de *drivers* analizando las gráficas de la figura 11. Se eligió el *driver* que cumpla con los requerimientos para que el actuador ejerza la fuerza necesaria para realizar la bipedestación.

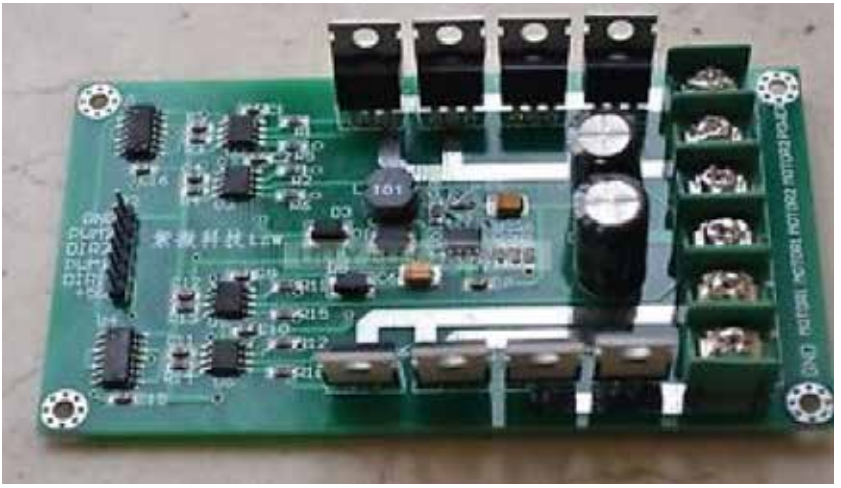
Figura 11
Gráfica de Velocidad vs. Carga y Corriente vs. Carga



Fuente: LINAK, 2015

Como se observa en la figura 11, se necesita un *driver* que proporcione 3,5 A, constantes al actuador, para obtener una velocidad promedio de 6 mm/s con 4 000 N de carga. Con dicha información se seleccionó el *driver* Dual 10A H-Bridge DC Motor Drive, encargado de controlar la inversión de giro del actuador lineal, que se observa en la figura 12.

Figura 12
Dual 10A h-bridge dc motor



Fuente: los autores

Las características del módulo de puente H se detallan a continuación:

- Voltaje de trabajo: 3 V-36 V
- Corriente nominal: 10 A
- Corriente de pico: 30 A
- Uso: variedad de control de motor de CC
- Dimensiones: 11 cm x 5,8 cm

Para el desarrollo de este proyecto se seleccionó baterías de ión de litio por las múltiples ventajas que presentan con respecto a las baterías tradi-

cionales. Estas tienen una alta densidad energética, tamaño y peso reducido, no sufren del efecto memoria y su descarga es de forma lineal (DELONGTOP, 2016). Las características de las baterías para motores motrices son:

- Tipo: BT
- Voltaje: 36 V DC
- Ah: 10 Ah
- Medidas: 32*10 cm
- Peso: 4 kg
- Autonomía: 35-40 km

Características de la batería para el sistema de accionamiento y bipedestación:

- Tipo: BT
- Voltaje: 24 V DC
- Ah: 10 Ah
- Medidas: 35*10 cm
- Peso: 3 kg
- Autonomía: 3 h

En la figura 13 se observan las baterías implementadas en el prototipo.

Figura 13
Batería de ión de litio

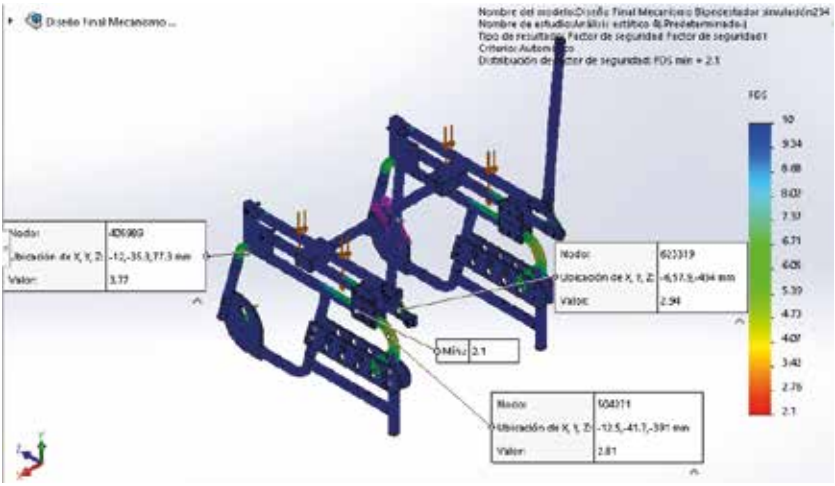
Fuente: DELONGTOP, 2016

Resultados

Análisis de elementos finitos

Mediante software de ingeniería SolidWorks, aplicando el método de análisis con elementos finitos, se validan los resultados obtenidos con el análisis estático de las piezas del mecanismo bipedestador, que son las que están expuestas a cargas de manera directa.

Figura 14
Análisis estático del armazón de la silla



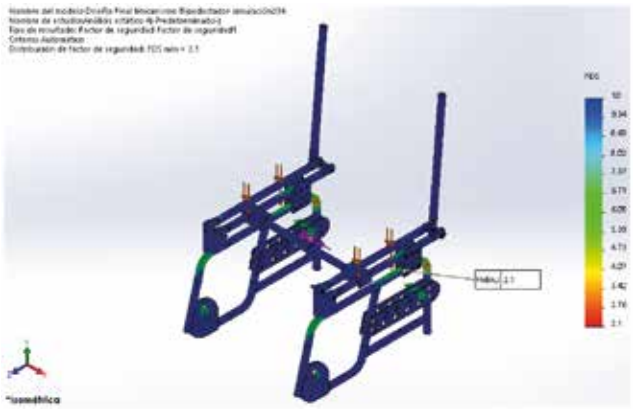
Fuente: los autores

Factor de seguridad

Mediante el uso de software se determina el factor de seguridad mínimo de toda la máquina, tomando en cuenta todas las fuerzas que se aplican que son:

- Peso máximo = 100 kg = 980 N
- Fuerza actuador lineal = 3 000 N

Figura 15
Factor de seguridad mínimo de la silla bipedestadora



Fuente: los autores

Se observa en la figura 15 que el factor de seguridad mínimo se encuentra en el pasador del soporte del bipedestador con un valor de 2.1.

Desplazamientos

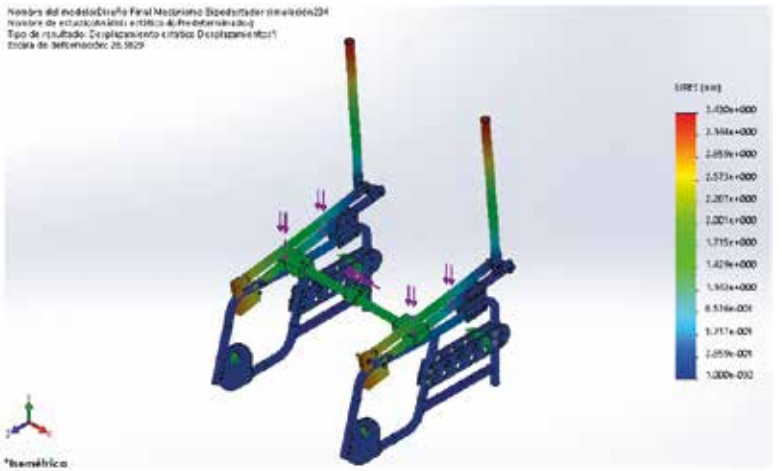
Se realiza el estudio de desplazamientos, observando en la figura 16 que el punto más crítico se da en el espaldar al momento de encontrarse el paciente en sedestación.

Von Mises

El valor de los esfuerzos máximos alcanzados en toda la máquina son menores a los valores de límites elásticos de los materiales que componen a los elementos de la máquina, como se observa en la figura 17.

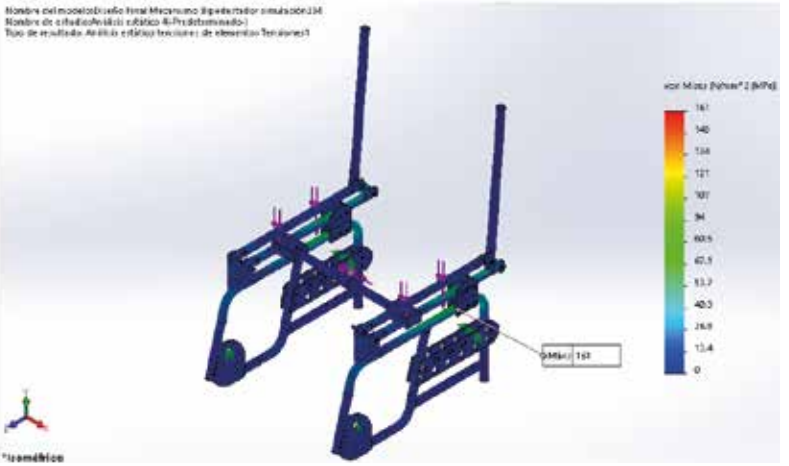
- Acero inoxidable AISI 304 = 207 MPa (Bohman, 2016).
- Aluminio 6063-T4 = 170 MPa (CEDAL, 2016).
- Duraluminio Prodax = 630 MPa (Bohman, 2016).

Figura 16
Desplazamientos obtenidos de la silla bipedestadora



Fuente: los autores

Figura 17
Esfuerzos máximos de la silla bipedestadora



Fuente: los autores

Resultados control electrónico

Las pruebas se realizaron con la finalidad de evaluar el funcionamiento del sistema. Estas se ejecutaron en la pista de Yahuarcocha, ubicada en la ciudad de Ibarra, lugar elegido por su espacio y disposición de movilidad. Para evaluar el funcionamiento de la silla de ruedas se procedió activar los respectivos comandos 10 veces en el lugar antes mencionado. Al finalizar las pruebas se obtuvo valores estadísticos basados en errores y aciertos de los comandos de activación de desplazamiento y bipedestación, obteniendo un porcentaje de confiabilidad del sistema. Los datos de las pruebas realizadas con carga y sin carga se indican en las siguientes tablas.

Tabla II
Prueba de funcionamiento sin carga

Parámetro de evaluación	**Intentos**										**Total**
	1	**2**	**3**	**4**	**5**	**6**	**7**	**8**	**9**	**10**	
Adelante	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10
Atrás	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	9
Izquierda	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10
Derecha	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	9
Freno	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10
Activar bipedestación	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10
Bipedestación	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10
Sedestación	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10
Subida en rampas bajo norma	1	1	1	1	1	1	1	0	1	1	9
Total aciertos											87
Total porcentual											96,6%
Nota: 1 indica acierto y 0 error											

Fuente: los autores

Tabla 12
Prueba de funcionamiento con carga

Parámetro de evaluación	Intentos										Total
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	
Activar motores	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10
Adelante	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	9
Atrás	1	1	0	1	1	1	1	1	0	1	8
Izquierda	1	1	1	1	0	1	1	1	1	1	9
Derecha	1	1	1	1	1	1	0	1	1	1	9
Freno	1	1	1	1	1	0	1	1	1	1	9
Activar bipedestación	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10
Bipedestación	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10
Sedestación	1	1	1	1	1	1	1	1	1	1	10
Movimiento en bipedestación	1	0	1	1	1	1	1	0	1	1	8
Subida en rampas bajo norma	1	1	1	0	1	1	1	0	1	1	8
Total aciertos											100
Total porcentual											90,9%
Nota: 1 indica acierto y 0 error											

Fuente: los autores

Con las pruebas realizadas se llegó a determinar que el sistema tiene un porcentaje de error del 9,1% con carga y del 3,4 % sin carga. Por tanto, la confiabilidad del sistema es de 90,9% con carga y del 96,6% sin carga, como se observa en las tablas 11 y 12.

De la misma manera, se realizaron pruebas para determinar la autonomía de las baterías de desplazamiento y de bipedestación con dos pesos distintos (pacientes). Las tablas 13 y 14 muestran los resultados de la duración de las baterías para desplazamiento y bipedestación, las pruebas fueron realizadas en condiciones normales de operación del sistema.

Tabla 13
Autonomía de las baterías motrices

Prueba para autonomía de las baterías motrices (8 km/h)			
Peso silla (kg)	**Peso paciente (kg)**	**Hora de inicio**	**Duración total (h)**
30	62	8:30 am	4,10
30	75	8:30 am	3,50

Fuente: los autores

Tabla 14
Autonomía de la batería para bipedestación

Prueba para autonomía de la batería de bipedestación			
Peso mecanismo bipedestación de silla (kg)	**Peso paciente (kg)**	**Hora de inicio**	**Duración total (bipedestaciones)**
10	62	9:00 am	50
10	75	9:00 am	46

Fuente: los autores

Las horas que se señalan son horas útiles de funcionamiento, la silla de ruedas va a funcionar correctamente dentro del rango especificado, a partir de las 2 horas y 45 minutos presenta un menor desempeño, pero aceptable, disminuyendo la potencia de los motores. En cuanto a la bipedestación, un ciclo de subida tiene una duración de 40 segundos, este tiempo es validado por los profesionales de salud como óptimo para no generar mareos o movimientos bruscos en el movimiento de bipedestación del paciente.

Conclusiones

- Las medidas antropométricas de la muestra de población de la ciudad de Ibarra fueron fundamentales para referenciar las medidas de una silla de ruedas estándar, debido a que las sillas de

ruedas comerciales hacen referencia en su mayoría a poblaciones europeas, estadounidenses y asiáticas.

- Una baja gama comercial de metales estructurales y de bajo peso como es el aluminio, dificultó llegar a una estructura óptima, por lo que se vio la necesidad de cambiar la selección del material en el análisis modular de soluciones por el acero inoxidable AISI 304L.
- El mecanismo bipedestador cumple con los parámetros adecuados para una bipedestación con un tiempo aproximado de 40 segundos, previniendo mareos o algún tipo de estrago por un movimiento brusco.
- La estructura es ajustable en sus principales componentes como: altura reposapiés, ángulo asiento-espaldar, altura ruedas centrales y demás, aumenta su versatilidad con los diferentes usuarios.
- Se demostró la efectividad de todos los parámetros que se tomaron en cuenta para el desarrollo del sistema electrónico que se implementó para el dispositivo de accionamiento, funcionando correctamente durante en todas las pruebas con la silla de ruedas eléctrica para bipedestación con un porcentaje de confiabilidad de 90,9% con carga y del 96,6% sin carga.
- Se realizó la adecuada instalación del sistema de accionamiento de la silla de ruedas de bipedestación, ocupando un espacio reducido para todo el sistema, manteniendo de esta forma un peso adecuado y estética de la silla, donde su instalación y desinstalación son muy sencillas para que se pueda hacer un fácil mantenimiento, procurando mantener un buen funcionamiento.
- Se garantiza el buen funcionamiento de todo el sistema durante un período aproximado de tres horas con carga completa de las baterías, se tiene un desempeño aceptable hasta un tiempo de 4 horas con un peso de 75 kg, luego de este tiempo el sistema presentará inconvenientes en su funcionamiento.

- El sistema de accionamiento de la silla de ruedas está diseñado para funcionar en lugares amplios de superficie plana y rampas bajo norma INEN 2853, donde sea posible su adecuado desempeño y respuesta a los comandos de activación.

Recomendaciones

- El sistema de desplazamiento y bipedestación de la silla de ruedas debe ser por medio de un *joystick* y disminuir otro tipo de tecnología que es innecesaria para el usuario.
- Se debe mejorar el tipo de arnés y sujeción para que la persona no sufra ningún tipo de lesión cuando se ponga en forma bípeda y así procurar la seguridad y salud del usuario.
- Para futuras mejoras del sistema de accionamiento de la silla de ruedas de bipedestación se debería implementar movimientos más cortos y precisos, haciendo que la silla de ruedas pueda utilizarse en lugares con menor espacio de movimiento; cambiando por unos motores de mayor capacidad o disminuyendo el radio de las ruedas y frenos independientes para cada rueda.

Referencias

Balbuena, A. y Carrera, M. (2013). *Control y sincronización de actuadores eléctricos lineales de cd con retroalimentación y con un plc Micrologix 1100.* Quito: EPN.

Barbero, J. y Ortega, L. (2015). *Diseño y construcción de una silla bipedestadora para personas con movilidad restringida grado IV en las extremidades inferiores con una capacidad de carga de 100 kg.* Quito: UPS.

Barrientos, A., Peñin, L., Balaguer, C. y Aracil, R. (1997). *Fundamentos de robótica.* Madrid: McGraw-Hill.

Bohman. (2016). *Catálogo de productos.* Iván Bohman.

CEDAL. (2016). *Catálogo de aluminio.* CEDAL.

Chango, H. y Toctaguan, R. (2009). *Diseño y construcción de un sistema basado en microcontrolador para controlar por voz y joystick el desplazamiento de una silla de ruedas*. Quito: EPN.

CONADIS. (2015). *Estadística de personas con discapacidad por provincia*. Reporte Técnico nº 1. Quito: CONADIS.

CONADIS. (2017). *Información estadística de personas con discapacidad*. Reporte Técnico nº 1. Ecuador: CONADIS.

DELONGTOP. (2016). *Baterías eléctricas para bicicletas*. DELONGTOP.

Gómez, P., Ponce, J. y Rodríguez, L. (1999). Sillas de ruedas: características técnicas y antropométricas. *Elsevier*, *33*(6), 401-407.

LINAK. (2015). *Actuador LA32*. LINAK.

Moreno, M. E. y Amaya, P. (2009). Paraplejia: pasado y futuro del ser. *Index de Enfermería*, *18*(3).

OMS. (2016). *Discapacidad y salud*. Reporte Técnico nº 1.

PROMETEC. (2016). *Manual Prometec*. PROMETEC.

UNAM. (2003). *Manual de antropometría*. México DF: Universidad Nacional Autónoma de México.

Cosechadora de energía biomecánica usando la cinemática de la marcha humana de la rodilla

Andrés Peralta[1]
Diego Terán[2]
Diego Ortiz[3]
Iván Iglesias[4]
Fernando Valencia[5]
Víctor Erazo[6]
y David Ojeda[7]

Resumen

Una gran cantidad de accidentes de tránsito, problemas derivados de patologías médicas y enfermedades, ha generado una gran demanda de dispositivos protésicos electrónicos para tratar de ayudar a la población. Lastimosamente, estos necesitan de energía para seguir funcionando en la actividad diaria de los usuarios y el almacenamiento de esta en las baterías es limitada. Esta investigación se centró en desarrollar un sistema auto-recargable de batería con energías limpias, aprovechando los movimientos cinemáticos de la rodilla en la marcha humana. El diseño se basó en estudios bibliográficos de sistemas usados para cosechar energía proveniente del ser humano. Se analizaron las partes del cuerpo humano para conocer la cantidad de energía que proviene de cada una de ellas; seguidamente se diseñó el sistema de cosecha de energía con un material resistente apto para soportar la cinética del hombre; finalmente, los componentes mecánicos usados fueron diseñados

1 Gerente propietario de Tecnologías Orion, Ibarra, Ecuador (andresperaltapozo@gmail.com).
2 Grupo de Investigación en Sistemas Inteligentes, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (dfteran@utn.edu.ec).
3 Docente de la Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (dlortiz@utn.edu.ec).
4 Grupo de Investigación en Sistemas Inteligentes, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (iiglesias@utn.edu.ec).
5 Docente de la Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (fvvalencia@utn.edu.ec).
6 Docente de la Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (vaerazo@utn.edu.ec).
7 Docente de la Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (daojeda@utn.edu.ec).

para brindar comodidad y confort al usar el dispositivo. El resultado del trabajo fue la determinación del diseño, así como el modelamiento matemático y la simulación del dispositivo, permitiendo detectar la cantidad energía generada.

Introducción

La energía es la capacidad de los cuerpos para realizar un trabajo, produciendo cambios en los cuerpos que se aplica o en otros cuerpos que interaccionan, es decir, la energía es la capacidad de hacer funcionar las cosas mediante diversas formas (EDUCA, 2014); mediante este concepto y con la ayuda de la tecnología actual, la ciencia de los materiales, la mecánica y los conocimientos de ingeniería, se ha denominado al proyecto como una "cosechadora de energía".

Los recientes avances en el campo de la recolección de energía han conducido al desarrollo eficiente y sostenible usando tecnologías capaces de aprovechar la energía mecánica producida por el movimiento humano (Tapia, 2014). Estas tecnologías presentan una alternativa a la energía eléctrica. Jhalani y Chaudhary (2012) explican el diseño mecánico de una cosechadora de energía en la rodilla a base de engranes y Apgar (*et al.*, 2016) básicamente convierte la energía captada del movimiento de la rodilla en un dispositivo de alimentación de 5 V usando conversores DC-DC.

De la misma manera, en la última década, la sociedad se ha vuelto cada vez más dependiente de los dispositivos electrónicos como teléfonos celulares, tabletas electrónicas, computadores personales y dispositivos médicos como marcapasos; todos estos alimentados eléctricamente por baterías (Tapia, 2014). Por ello, el desarrollo de este proyecto permitirá recargar las baterías de los diversos dispositivos usados en la actualidad y también abre la posibilidad para recargar baterías de prótesis bio-mecatrónicas de última generación.

En este trabajo se analiza, en primer lugar, la caminata humana o biomecánica correspondiente a una población de 20 a 65 años, según la escala de Murray y Van Under, quienes tienen la misma biomecánica, así

como los métodos de recolección de energía más relevantes; para luego diseñar la cosechadora de energía biomecánica tomando en cuenta la resistencia que debe tener el diseño para soportar el movimiento mecánico de la rodilla; además, se da a conocer la identificación de un modelo matemático del sistema para obtener los resultados sin condiciones de carga ni perturbaciones.

Metodología

La caminata humana

El hombre se traslada de un sitio a otro debido a la acción de sus músculos por medio de tres procesos: marcha, carrera y la natación. De estos tres procesos es necesario conocer la marcha y la carrera, por lo tanto, la marcha inicia con una inclinación del cuerpo hacia adelante para encontrar equilibrio y evitar la caída; una de las piernas se levanta del suelo y avanza, conociendo a este proceso como "paso", esto se repite con la pierna contraria llegando así a tener una sucesión de pasos conocidos como "marcha" o "caminata". La "carrera", en cambio, es la sucesión de pasos pero el cuerpo nunca queda sobre sus dos pies como en la marcha, el cuerpo queda un instante totalmente suspendido (Luna, 1999).

Para una recolección eficiente de energía se consideran los conceptos básicos del movimiento de la rodilla:

- La flexión. Consiste en el acercamiento de un cuerpo hacia otro, específicamente acercar lo más posible la pierna al muslo.
- La extensión. Es el proceso inverso a la flexión, los segmentos que habían sido acercados en la flexión ahora se separan.

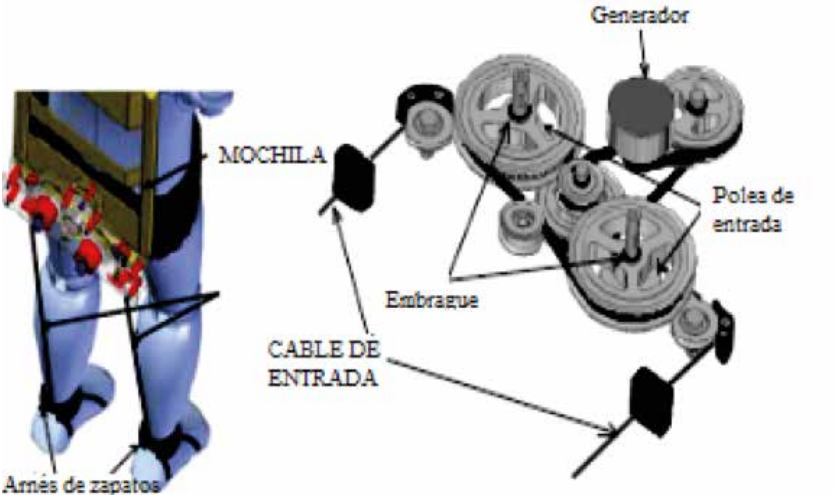
Métodos de recolección de energía

En la actualidad existen muchas investigaciones relacionadas a la cosecha o captación de energía, principalmente por el movimiento hu-

mano. La mayor parte de ellas se basa en capturar la energía cinética que produce el movimiento del cuerpo para así convertirla en electricidad. Entre las principales investigaciones de captación energética se citan las más relevantes para el estudio.

1. Mochila de captación de energía. Este método captura el movimiento de los pies, mediante un par de cables independientes que transmiten el movimiento a un sistema mecánico, capturado por un generador eléctrico, logrando generar en una marcha modesta desde 0,5 W y en marcha de normal a rápida hasta 7, 4 W (Shepertycky *et al.*, 2013).

Figura 1
Los componentes de la energía mochila cosecha



Fuente: Donelan *et al.*, 2009

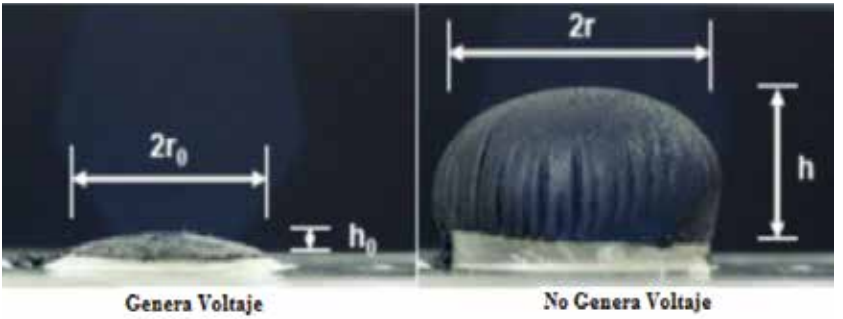
2. Vigor impacto. Este sistema se aloja en el talón de un zapato (figura 2) y consta de dos pequeños generadores, una caja de engranajes y adicionalmente una palanca para choque o impacto. Al caminar y apoyar el talón logra generar 1,61 W durante el golpe de talón y una potencia media de 58,1 mW a través de toda la locomoción (Donelan *et al.*, 2009).

Figura 2
Sistema de impacto en el talón de un zapato

Fuente: Donelan *et al.*, 2009

3. Redes poliméricas interpenetrantes. Este sistema consta de un polímero dieléctrico que, al comprimirse y descomprimirse, logra generar una potencia significativa máxima de 800 mW.

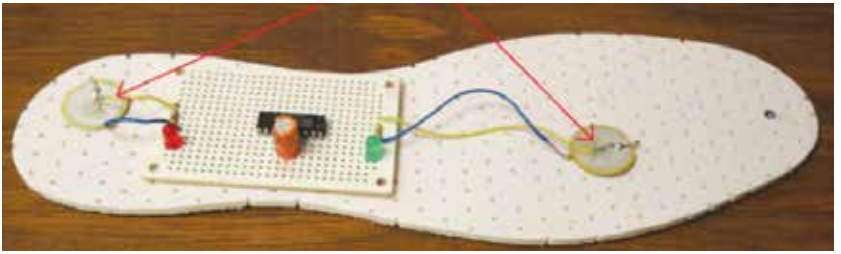
Figura 3
Dispositivo electroelastometro



Fuente: Mok Haa *et al.*, 2008

4. Dispositivos piezoeléctricos. Estos sistemas son capaces de generar una baja potencia eléctrica, pero aun así cumplen un rol muy importante en la generación de energía llegando a producir hasta 0,8 W de potencia eléctrica. Generalmente son ubicados bajo la plantilla de un zapato, siendo así casi imperceptibles.

Figura 4
Dispositivos piezoeléctricos en una plantilla



Fuente: Hayashida, 2000

Generador de energía utilizando la locomoción humana

En la actualidad no existe una investigación detallada del tipo de control y dispositivo mecánico que sea capaz de generar energía para la recarga energética de una prótesis bio-mecatrónica, especialmente con energías limpias —aprovechando el desarrollo de los movimientos humanos— y si las existieran no se tiene un conocimiento sobre el tipo y calidad de sistema de control instalado.

De la misma forma, los estudios realizados por investigadores tienen problemas con el peso del dispositivo, la comodidad del equipo y los costos de fabricación (Li *et al.*, 2008), por tal motivo el sistema a desarrollarse intenta corregir estos parámetros negativos en los prototipos creados en el mundo, dándole el elemento añadido de generar la energía básica para recargar una batería de dispositivos eléctricos como una prótesis transfemoral electrónica; ofreciendo así la ventaja de uti-

lizar una prótesis auto-recargable la cual mejore su inserción social y su entorno laboral, debido a que no dependerán de una toma eléctrica convencional pues la energía para la recarga la obtendrán del desarrollo de su vida diaria.

El sistema consta de tres partes esenciales:

1. El acoplamiento mecánico. Toma el movimiento de la rodilla para convertirlo en un movimiento giratorio eficiente, el cual permite obtener las revoluciones necesarias y una potencia suficiente para cargar la batería, además, debe ser liviano y no producir un desgaste metabólico en el ser humano.

2. El control mecánico. Debe tener la capacidad de conectar y desconectar el sistema mecánico, debido a que entre flexión y extensión de la rodilla no produce energía, por lo tanto, el sistema de control brinda soporte para no perderla.

3. La generación. Consta de un mini-generador el cual convierte el movimiento mecánico en una fuerza eléctrica para cargar la batería, además de un control electrónico que es el encargado de sostener una *set point* de carga.

Proceso de diseño

Teniendo en consideración que la biomecánica de la rodilla produce mayor ángulo de aprovechamiento (60º debido al estudio cinemático de la rodilla) por poseer la articulación móvil de mayor tamaño del sistema esquelético y el más fuerte del cuerpo humano (Mok Haa *et al.*, 2008), se garantiza un buen torque; además, el musculo vasto lateral y el vasto externo en una persona medianamente activa mide entre 8 y 13 cm (Dihigo, 2001). Con estas ventajas podemos decir que la opción óptima para la cosecha de energía es la rodilla.

Se tiene presente que el sistema no debe ser de un elevado peso, debido a que podría causar un esfuerzo excesivo y a la vez una lesión parcial o permanente en la pierna de quien lo use.

Durante el proceso de locomoción se obtiene un ciclo de aprovechamiento (fase flexo extensora de la rodilla, 60º), generando 1 rad/s (Li *et al.*, 2008), garantizando un mínimo gasto energético y un alto porcentaje de generación de energía (Knudson, 2007; Maxwell *et al.*, 2009).

$$Wear = \frac{60^0}{s} \times \frac{1\,rev}{360^0} \times \frac{60\,s}{1\,min}$$

$$Wear = 10\frac{rev}{min}$$

Donde *Wear* es la velocidad de entrada de la articulación de rodilla.

Aprovechando el ángulo proporcionado por la rodilla y las restricciones anatómicas de peso y dimensión, se define el sistema de generación de energía como una maquina compuesta capaz de producir energía limpia por medio de la marcha.

Tomando un análisis matemático, se define el número de engranajes necesarios para amplificar las revoluciones por minuto producidas por la rodilla y obtener el mayor desempeño del generador (generador a máxima eficiencia la velocidad se obtiene a 2 190 rpm). Partiendo de las revoluciones generadas por la rodilla y el trabajo a máxima eficiencia del generador se establece que la relación de transmisión requerida por el sistema es igual a:

$$Rmax = \frac{W\ de\ entrada\ al\ generador}{W\ proporcionada\ por\ la\ rodilla}$$

$$Rmax = \frac{W\ de\ entrada\ al\ generador}{W\ proporcionada\ por\ la\ rodilla} \qquad (1)$$

$$\boldsymbol{Rmax = 219}$$

La ecuación (1) representa la relación de transmisión requerida por el sistema. Para la relación de transmisión se usa el conjunto piñón-engrane 16-93 como parámetro de diseño para los cálculos respectivos.

$$Reng = \frac{z\ de\ diendes\ engrane}{z\ dientes\ piñón} \tag{2}$$

$$\boldsymbol{Reng = 5.81}$$

La ecuación (2) representa la relación de transmisión piñón-engranaje. Con las dos relaciones de transmisión más críticas del sistema, se sustenta la utilización de tres pares de engranes.

$$Reng^n = Rmax \tag{3}$$

$$\boldsymbol{n = 3.1\ veces}$$

La ecuación (3) representa la relación de transmisión requerida. Para el diseño del piñón y el engrane se tomaron los respectivos requerimientos (tabla 1).

Tabla 1
Datos generales para el diseño

Requerimientos	Piñón	Engrane
Módulo de presión (PA)	20º	20º
Número de dientes (N)	16	93
Módulo (MDL)	0,5	0,5
Diámetro interior (AE)	2 mm y 3 mm multiplicadores	3 mm y 6 mm en la racha
Material	Poliamida	Poliamida 6

Fuente: los autores

La tabla 2 describe los cálculos generales del diseño de engranajes y piñones del tren, así como también los cálculos básicos de ensamblaje.

Tabla 2
Resumen de cálculos de diseño y ensamblaje

Datos de entrada	Piñón	Engrane
Ángulo de presión (PA)	20,00	20,00
Número de dientes (N)	16,00	93,00
Módulo (MDL)	0,50	0,50
Diámetro de paso (PD) mm	8,00	46,00
Addendum (ADD) mm	0,50	0,50
Dedendum (DED) mm	0,579	0,579
Profundidad total (WD) mm	1,079	1,079
Holgura (CL) mm	0,079	0,079
Diámetro externo (OD) mm	9,00	47,50
Diámetro de raíz (RD) mm	6,843	45,343
Círculo base (BC) mm	7,518	43,696
Paso circular (CP) mm	1,571	1,571
Espesor circular diente (T) mm	0,785	0,785
Espesor de cabeza de diente (ADDc) mm	0,519	0,503
Profundidad de trabajo (WKG) mm	1,00	1,00
Ángulo del diente (grados)	11,250	1,935
	General	
Radio exterior del piñón (Rop)	4,5	
Radio del círculo de base del piñón (Rbp)	1,632	
Radio exterior del engranaje (Roe)	23,75	
Radio del círculo de base del engranaje (Rbe)	9,4879	
Distancia entre centros (C)	27,25	
Relación de contacto (mf)	1,69677	
Paso diametral(L)	2	

Fuente: los autores

Los respectivos cálculos se realizaron con siguientes ecuaciones (4) a la (23):

$$PD = MDL \times N \tag{4}$$

Donde:

MDL = módulo
N = número de dientes
PD = diámetro de paso

$$ADD = MDL \tag{5}$$

$$DED = 1.157 \times MDL \tag{6}$$

$$WD = ADD + DED \tag{7}$$

$$CL = 0.157 \times MDL \tag{8}$$

$$OD = MDL \times (N + 2) \tag{9}$$

$$RD = PD\text{-}(2.314 \times MDL) \tag{10}$$

$$BC = PD \times Cos\left(PA \times \frac{\pi}{180}\right) \tag{11}$$

$$CP = \pi \times MDL \tag{12}$$

$$T = \frac{\pi \times PD}{2N} \tag{13}$$

Donde:

T = espesor circular

$$ADDc = ADD + \left(\frac{T^2}{4 \times PD}\right) \tag{14}$$

$$WKG = 2 \times ADD \tag{15}$$

$$\propto = \frac{T}{\frac{PD}{2}} \times \frac{180}{\pi} \tag{16}$$

Donde:

α = ángulos de dientes en grados

$$C = \frac{PDengrane + PDpiñon}{2} \tag{17}$$

$$L = \frac{N}{PD} \tag{18}$$

También:

$$mf = \frac{\sqrt{Rop^2 - Rbp^2} + \sqrt{Roe^2 - Rbe^2} - C\ sen\emptyset}{P cos\emptyset} \tag{19}$$

Donde:

mf = relación de contacto, tomando en cuenta que el valor mínimo establecido esta entre 1,2 y 1,5
Rop = radio exterior del piñón
Rbp = radio del círculo de base del piñón
Roe = radio exterior del engranaje
Rbe = radio del círculo de base del engranaje
C = distancia entre centros
CP = *P* = paso circular
Ø = ángulo de presión usado

$$Rop = \frac{Número\ de\ dientes\ \ del\ piñon + 2}{2x\ paso\ \ diametral} \tag{20}$$

$$Roe = \frac{Número\ de\ dientes\ \ del\ engranaje + 2}{2x\ paso\ \ diametral} \tag{21}$$

$$Rbp = \frac{Número\ de\ dientes\ \ del\ piñon}{2x\ paso\ \ diametral} x\ cos\emptyset \tag{22}$$

$$Rbe = \frac{Número\ de\ dientes\ \ del\ engranaje}{2x\ paso\ \ diametral} x\ cos\emptyset \tag{23}$$

De la misma manera se calcula esfuerzo y fatiga al que será sometido el sistema en general, teniendo como resultados en la tabla 3.

Tabla 3
Resumen de flexión y fatiga

Par trasmitido de rodilla	96 N
Esfuerzo de flexión	84,86 MN
Esfuerzo de contacto	20,50 MPa
Factor de relación de dureza (C_H, tabla del material) $C_H, tabla\ del\ material$	1
Factor de confiabilidad (K_R, tabla del material)	0,999
Factor de temperatura (tabla del material)	1 a 120º
Fatiga de flexión (S_F)	1,93
Fallo por picadura (S_H)	14,7

Fuente: los autores

Los respectivos cálculos se realizaron con las ecuaciones (24) a la (33):

$$Y_N = 2.3194N^{-0.0538} \quad (24)$$

Donde:

Y_N = factor de tipo de carga de flexión
N = número de ciclos (se selecciona 10^5 ciclos de vida útil)

$$Z_N = 2.466N^{-0.056} \quad (25)$$

Donde:

Z_N = factor de resistencia a la picadura
$K_T = 1$

La ecuación (17) se toma como referencia del acero AISI 4140, debido a que no existe una ecuación para el material.

$$S_t = S_c = 0.568\ H_B + 83.8\ [MPa] \quad (26)$$

Donde:

S_t = esfuerzo de contacto permisible
H_B = dureza Brinell (según tabla de material equivale a 160)

$$S_F = \frac{S_t Y_N/(K_T K_R)}{\sigma} \quad (27)$$

$$S_H = \frac{S_c Z_N C_H/(K_T K_R)}{\sigma} \quad (28)$$

También:

$$\sigma = W_t . K_0 . K_v . K_s . \left(\frac{1}{m.F}\right) . \left(\frac{K_m . K_B}{J}\right) \quad (29)$$

Donde:

σ = esfuerzo por fatiga a tensión intermitente
W_t = carga transmitida
K_0 = factor de sobrecarga
K_v = factor dinámico
K_s = factor de tamaño
K_m = factor de distribución de carga
K_B = factor de espesor del aro
MDL = módulo del engranaje
F = ancho de cara del diente
J = factor geométrico

Entonces: datos seleccionados por tabla K_0 = 1, J = 0,41, W_t = 0,09; factor fuerza en eje X, condición de soporte tenemos que para engranajes de ancho de cara ≤ 50 mm, el factor sujeto a engranajes de precisión es de K_m =1,30.

$$V = \frac{\pi x PD x Wear}{12} \quad (30)$$

Donde:

Wear = velocidad de rodilla (2 190 rev/min)

$$kv = \frac{50}{50 + \sqrt{V}} \tag{31}$$

$$F = 4\left(\frac{\pi}{CP}\right) \tag{32}$$

$$K_s = 1.1192\left(\frac{F \times J}{CP}\right)^{0.0535} \tag{33}$$

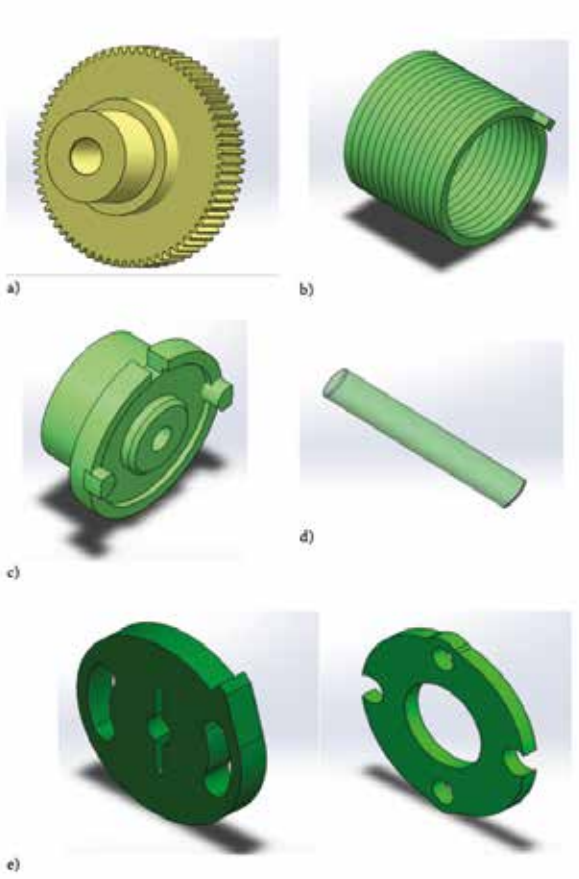
Para engranajes solidos el valor de K_B se lo denomina por la unidad.

Para lograr que el sistema coseche o recolecte energía solo en el sentido positivo del movimiento normal de la marcha humana, se diseña un mecanismo de trinquete basado en la torsión que puede producirse en un muelle o resorte que une dos piezas, el cual cuando es forzado o contorsionado, transmite el movimiento, caso contrario no. Se puede apreciar en la figura 5 el sistema de racha usado.

La figura 5a es la encargada de transmitir toda la fuerza al tren de engrane y tiene la misma característica que el engrane calculado anteriormente. La figura 5b es el muelle seleccionado y consta de una construcción poco tradicional de maquinado cuadrangular de acero aleado de espesor interno 15 mm, y espesor del material de 1 mm; genera un diámetro externo de 17 mm, adicionalmente tiene la muesca de torsión en el extremo superior de 3 mm de alto y una muesca de ayuda o soporte de forma cuadrada de 3 x 3 mm. La figura 5c trasmite la fuerza generada por la rodilla y consta de un cilindro de diámetro exterior de 15 mm y 6 mm de alto, cabe señalar que contiene dos muescas de encaje a las sujeciones y la entrada para el acople del muelle de torsión indicada en la figura 5e.

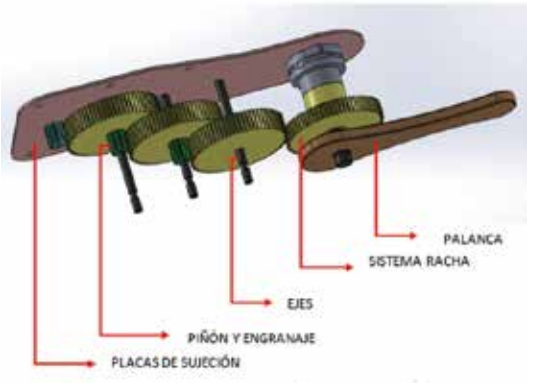
El eje del sistema aislador o racha es de 6 mm, en él se acopla la palanca de transmisión del movimiento, es decir, es el encargado de soportar el torque de la marcha, y como se mencionó anteriormente, el sistema de racha. Obtenida anteriormente la relación de trasmisión que es de 3,1 y el sistema completo se puede observar en la figura 6.

Figura 5
Sistema de racha



(a) engrane transmisor de fuera
(b) resorte de torsión
(c) acople de transmisión de fuera
(d) pin de sujeción
(e) acople de transmisión y palanca
Fuente: los autores

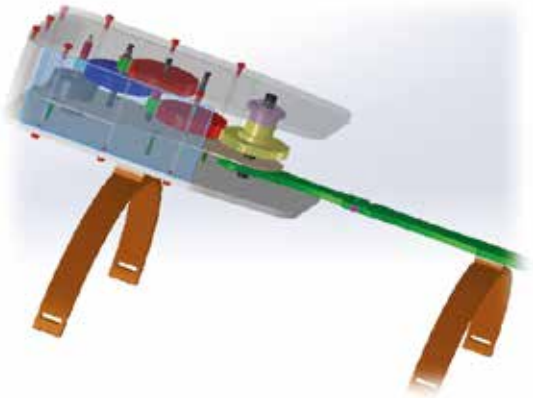
Figura 6
Sistema mecánico y sus partes



Fuente: los autores

La figura 6 indica la palanca de acople que quizá es la parte fundamental del sistema, pues es la encargada de transmitir la fuerza o tracción de la rodilla hacia el sistema. El sistema completo se puede observar en la figura 7.

Figura 7
Sistema completo de recolección de energía



Fuente: los autores

El número de repeticiones o relaciones de trasmisión requeridas permite diseñar la parte crítica del sistema: los engranajes, los cuales son encargados de trasmitir, amplificar y acoplar la potencia del movimiento flexo-extensor de la rodilla y el generador.

El sistema usa un generador de marca Mabuchi Motor de serie RF- 310TA. Para obtener las revoluciones de ingreso al generador se basa en la siguiente relación:

$$\text{eeq} = \frac{\text{producto de los conductores (dientes 93)}}{\text{producto de los conducidos (dientes 16)}}$$

$$\text{eeq} = 196.376$$

$$\text{RPM in} = \text{eeq x rpmr} \qquad (34)$$

$$\text{RPM in} = 1963{,}76 \text{ rpm}$$

La ecuación (34) calcula las rpm de ingreso al generador (Shigley y Mischke, 2008) multiplicado por Wear. Por otro lado, el torque que va a soportar el generador en el desarrollo de la recolección de energía es:

$$\tau = \text{et x Fin}$$

$$\text{et} = \frac{1}{\text{eeq}}$$

$$\text{et} = 0.00503788$$

$$\tau = 0.0503788 \text{ x } 50\text{Nm}$$

$$\tau = 0.25189 \text{ Nm}$$

Torque de la rodilla = 50 Nm (Punin *et al.*, 2016).

Matemáticamente, se calcula la pérdida de energía al pasar por los engranajes, cabe señalar que se ha considerado despreciable el rozamiento por las características del material antes explicado.

$$\text{Rodilla: } P = \text{Fin x rpmr}$$

$P = 500\ W$

Entrada al generador:

$P = \tau \times RPMin$

$P = 500.008\ W$

Se puede complementar un aumento de revoluciones que es el objetivo del tren de engranajes y una disminución considerable del torque, sin tener una pérdida de energía o potencia lo que garantiza que el sistema esta balanceado para un trabajo óptimo

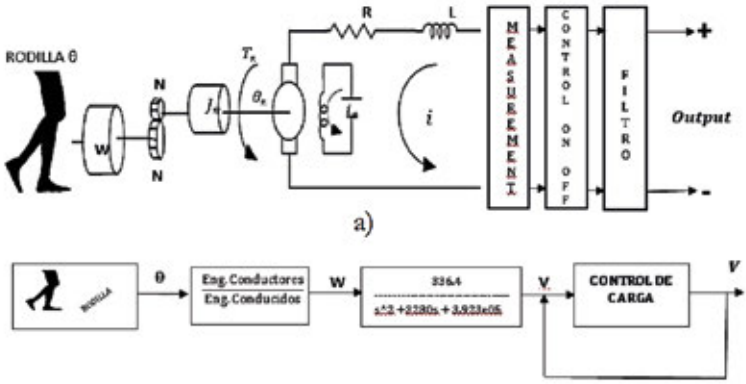
Modelamiento matemático del sistema

Se parte por definir el esquema mecánico y eléctrico equivalente del dispositivo, el cual se muestra en la figura 8. Se puede apreciar en la figura 8b que el primer bloque corresponde a la transformación de energía cinética aprovechando el ángulo de la rodilla a velocidad angular; en el siguiente bloque la velocidad es amplificada por el sistema mecánico para que ingrese el movimiento angular requerido por el generador eléctrico (tercer bloque); por último se realiza un control On/Off censando el voltaje de la batería.

Se considera identificar el modelo matemático del generador, para lo cual se usa el método de Caja Negra. Se analiza y almacena una muestra de valores de entrada en rpm y de salida de voltaje del generador con ayuda de un motor de 12 V de la serie IG220019X00015R que posee un *encóder* magnético incremental, el cual permite obtener el conteo de rpm.

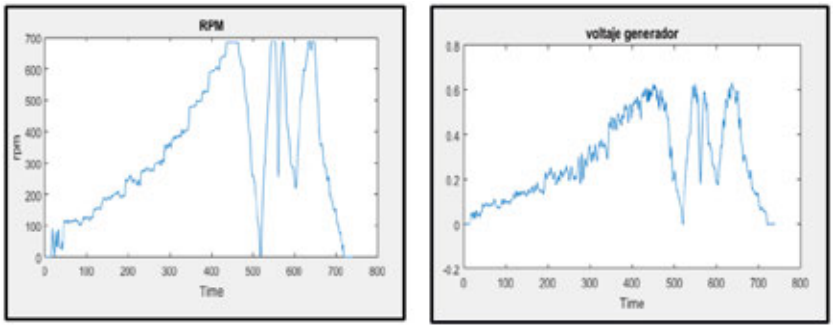
Para tener una muestra significativa se toman cien datos a distintas revoluciones por minuto de entrada y los respectivos voltajes de salida del generador, obteniendo así las primeras curvas de generación de voltaje y rpm de entrada, como se observa en la figura 9.

Figura 8
Modelo matemático y de bloques



(a) sistema general
(b) sistema en diagrama de bloques
Fuente: los autores

Figura 9
Rpm de entrada vs. Voltaje generado



Fuente: los autores

Para identificar el modelo del generador se usa la herramienta Ident de Matlab, obteniéndose los resultados de la siguiente tabla:

Tabla 4
Funciones de transferencias

Nº de polos	Nº de ceros	% de estimación
1	0	88,7
1	1	88,9
2	0	88,98

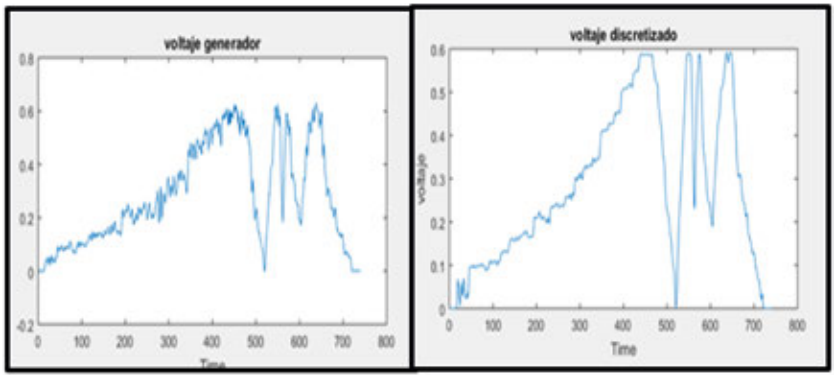
Fuente: los autores

Se selecciona la función de transferencia que indica un 88,98% de estimación y se indica a continuación:

$$\frac{336.4}{s^2 + 3280\ s + 3.923e05}$$

En la figura 10 se puede apreciar la validación de la función de transferencia.

Figura 10
Validación del modelo generador DC



Fuente: los autores

Considerando las características mecánicas del nylon, se desprecia la fricción y el rozamiento pues no se produce un desgaste excesivo

en este material y la función de transferencia del tren de engranajes se basa en la iteración de la relación entre dientes de cada piñón conductor y conducido, y la variación de rpm de la entrada de la rodilla.

$$\theta_4 = \frac{N\,1\;N3\;N5}{N\,2\;\;N4\;N6}\;\theta_1$$

Determinado el modelo matemático del generador DC y el tren de engranajes, se establece el modelo matemático del sistema completo partiendo de la rodilla hasta la salida eléctrica del sistema. El sistema de control desarrollado es de tipo On/Off, lo que consiste en alimentar a la batería en caso de encontrarse descargada.

Pruebas y resultados

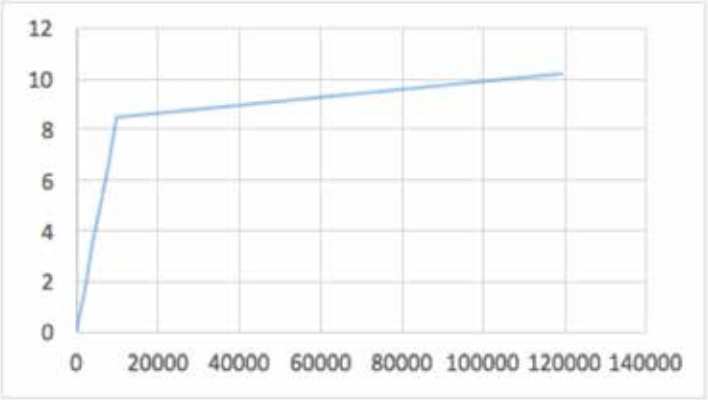
Se analiza un solo paso en la marcha (figura 11), que representa el voltaje frente a las revoluciones por minuto de entrada. Como se observa, es altamente ascendente ya que a medida que se aumentan las revoluciones y el ángulo de ataque o generación, el voltaje va aumentando, llegando a tener un voltaje de 1,7.

Figura 11
Voltaje vs. Rpm en un paso

Fuente: los autores

Si se considera que en una marcha o caminata se producen muchos pasos y por ello muchas rpm seguidas, se producirá una multiplicación de rpm y un aumento de voltaje; lógicamente, con una perdida en el cambio de ciclo caminado. Con las estimaciones generadas en la experimentación y el modelo matemático se puede tener una gráfica de generación en 10 pasos seguidos a una marcha normal obteniendo 11 9100 rpm a la salida del tren de engranajes y generando un voltaje de 1,021 V, suficiente para alimentar de energía a circuitos electrónicos y generar carga para una batería. En la figura 12 se puede observar los valores de experimentación de rpm y voltajes generados (valores deben ser dividas para 10), así como el estimado en pérdidas de un 5% en el cambio de ciclo.

Figura 12
Voltaje vs. Rpm del tren de engranajes



Fuente: los autores

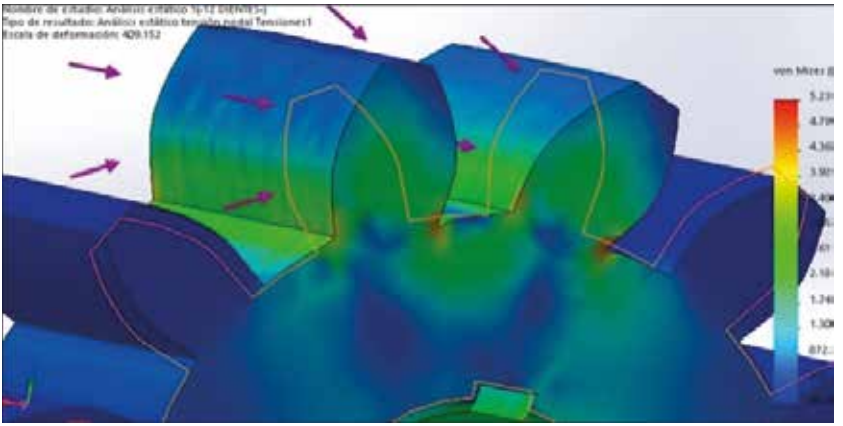
Los resultados que se observaron en este proceso fueron:

- Se obtuvieron valores de voltaje de entre 1 y 1,7 voltios en un solo paso.
- Se logró el objetivo de un diseño llamativo y poco ridículo el cual brinde confort y utilidad.

- Existe efectividad en el diseño del sistema de cambio de ciclo.
- Se logró la generación de energía limpia con métodos mecánicos y aprovechando la marcha del hombre.

Se realizó un estudio del comportamiento de los engranes ante una fuerza de 25 N en software, con la intención de fabricar un prototipo con materiales que estén a disposición como el nylon. En la figura 13 se puede observar los esfuerzos máximos sobre el elemento, siendo este de 5,35 Pa provoca daños y deformaciones irreparables, siendo la carga sometida a una fuerza inferior a la que genera la rodilla.

Figura 13
Análisis de Von Mises



Fuente: los autores

Como aporte a la investigación se realizó el prototipo, teniendo como problema principal la fabricación por las dimensiones de los piñones y el mecanizado. Para experimento se cambiaron los tamaños antes calculados y se obtuvo salida de hasta 1,5 V.

Conclusiones

En base al estudio cinemático y cinético de cada articulación usada por el hombre en la marcha, se puede afirmar que la articulación de rodilla es la óptima para obtener energía, ya que en la fase de flexo-extensión brinda un ángulo de generación de 60º los mismos que no generan un aumento energético al caminar.

Considerando los análisis aplicados a los engranajes, como Von Mises, el esfuerzo máximo de soporte, el factor de seguridad lleva a afirmar que la estructura diseñada es buena para los propósitos de generación de energía.

La presente investigación permitió obtener logros importantes para la comunidad investigadora, debido a que el prototipo implementado genero voltaje de acuerdo al diseño establecido. Gracias a la implementación se concluye que un sistema de engranes planetario ocupa mayor espacio para la etapa de amplificación de la velocidad angular.

Es posible generar energía a base de la locomoción humana, siendo esta aprovechable para cosechar energía desperdiciada al realizar una actividad.

Los resultados y el modelo matemático del sistema permitirán avanzar con la investigación de este diseño en trabajos posteriores, en donde se pretende que la energía renovable sea la primordial en el país, desechando así las energías convencionales.

Recomendaciones

Analizar el cambio de sistemas mecánicos por sistemas electrónicos o magnéticos, los cuales mejoren el diseño y puedan ser desarrollados con la tecnología y el talento humano de nuestro entorno.

Se recomienda llevar a cabo pruebas de nuevos materiales de menor peso y mayor resistencia que garanticen la utilización del dispositivo en distintos ambientes y en varios escenarios.

Profundizar en el análisis estructural de la sujeción del dispositivo, tomando en cuenta la musculatura de las personas de distintas edades y sexos.

Referencias

Apgar, C., Schmidt, G., Wild, J. Patterson, Z., Hieronimous, D., Revesman, P. y Nagel, J. (2016). Biomechanical Energy Harvesting Using a Knee Mounted Generator. *IEEE Systems and Information Engineering Design Conference*, 1-5. doi: 10.1109/SIEDS.2016.7489278

Dihigo, M. E. (2001). *Anatomía fisiología e higiene*. La Habana: Impresores Habana.

EDUCA. (2014). *Endesa educa*. Recuperado de http://www.endesaeduca.com/Endesa_educa/recursos-interactivos/conceptos-basicos/i.-la-energia-y-los-recursos-energeticos

Hayashida, J. Y. (2000). *Unobtrusive Integration of Magnetic Generator Systems into*. Massachusetts: Massachusetts Institute of Technology,

Shigley, E. y Mischke, J. (2008). *Diseño en ingenieria mecánica*: Serbiula: sistema Librum 2.0.

Jhalani, D. y Chaudhary, H. (2012). Optimal design of gearbox for application in knee mounted biomechanical energy harvester. *International Journal of Scientific & Engineering Research*, *3*.

Knudson, D. (2007). *Funamentals of Biomechanics*. California, EE. UU.: Springer.

Li, Q., Naing, V., Hoffer, J. A., Weber, D. J., Kuo, A. D. y Donelan, J. M. (2008). Biomechanical Energy Harvesting: Apparatus and Method. *IEEE International Conference on Robotics and Automation*. doi: 10.1109/ROBOT.2008.4543774, ISSN: 1050-4729

Luna, P. V. (1999). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia, España: IBV.

Maxwell Donelan, J., Naing, V. y Li, Q. (2009). Biomechanical Energy Harvesting. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 1-12. doi:10.1186/1743-0003-6-22

Mok Haa, S., Seok Parkb, I., Wisslerc, M., Pelrined, R., Stanfordd, S. y Kimb, J. K. (2008). *High Electromechanical Performance of Electroelastomers Based on Interpenetrating Polymer Networks.* Nevada. doi: 10.1117/12.778282

Punin, B. C., Flores, M. A. y Urguiles, F. (2016). *Análisis del torque de la rodilla para implementar un exoesqueleto.* Quito: Universidad Politécnica Salesiana.

Shepertycky, M., Zhang, J. T., Liu, Y. F. y Li, Q. (2013). Development of an Energy Harvesting Backpack. *International Conference on Rehabilitation Robotics*, Seattle, WA, USA. doi: 10.1109/ICORR.2013.6650409

Tapia, A. (29 de diciembre de 2014). *Constructor eléctrico.* Recuperado de http://constructorelectrico.com/energia-que-emerge-al-paso

Prototipo rehabilitador pasivo de rodilla para asistencia postquirúrgica

Bryan Ruiz[1]
Fernando Valencia[2]
Cosme Mejía[3]
Diego Ortiz[4]
y Diego Terán[5]

Resumen
En la actualidad, existe una gran cantidad de razones que hacen que las personas se sometan a una cirugía de rodilla, esto exige un proceso de rehabilitación lento y doloroso. En este trabajo se presenta el diseño y construcción de un rehabilitador pasivo isocinético de rodilla, que permite los movimientos de flexión y extensión de forma pasiva y continua. El estudio comienza con el análisis de varias alternativas basadas en el método de gestión de calidad, para adaptarse a las características requeridas como: antropometría, movimientos de flexión, extensión, transportabilidad del dispositivo, costo y funcionalidad. Un sistema de control integrado determina el rango de movimiento y la velocidad del dispositivo. Además, el sistema proporciona una aplicación Android para facilitar el control del proceso de rehabilitación de la rodilla, ofreciendo la posibilidad de almacenar el registro de cada paciente. Finalmente, se presenta un rehabilitador de rodilla eficiente, adaptado a la antropometría ecuatoriana, con las características de rango-extensión de 0º a 120º, repeticiones de 1 a 99 y velocidad ajustable dependiendo del paciente.

Introducción

La rehabilitación pasiva continua en miembros inferiores tiene su origen en 1980 gracias a Salter (1980), donde se estudió el efecto del movimiento pasivo continuo de una articulación sinovial frente a

1 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador.
2 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador.
3 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador.
4 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador.
5 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador.

los efectos existentes en la época que son la inmovilización total de la articulación y el movimiento activo intermitente, obteniendo buenos resultados en la articulación afectada.

Fueron Coutts y Cols (1983) los encargados de determinar los verdaderos beneficios del efecto del movimiento pasivo continuo. Este estudio fue presentado en Orthopaedic Research Society en el año 1982, obteniendo resultados como: menor estancia hospitalaria, menor número de movilizaciones forzadas y menor número de requerimiento de analgésicos en la articulación; desde entonces se popularizó este método de rehabilitación en los servicios de ortopedia.

Esta investigación busca implementar un dispositivo rehabilitador pasivo de rodilla que cumpla con los aspectos necesarios para la recuperación temprana e integral del paciente, luego de la cirugía, obteniendo como resultado la motricidad de la articulación y el desempeño de sus funciones cotidianas, mejorando así su calidad de vida.

Existen dispositivos basados en movimientos pasivos continuos que realizan la función del terapeuta, este movimiento de la articulación de la rodilla es un tratamiento de rehabilitación que puede ser utilizado en una gran variedad de patologías presentes en el sistema músculo-esquelético y/o en individuos que se sometieron a la operación de alguna articulación, daño de ligamentos anteriores cruzados, artroplastia total o parcial de la rodilla, entre otros (Herbold *et al.*, 2012).

Como casos de éxito y relevantes para esta investigación, se tiene que un total de 109 pacientes sometidos a una artroplastia total de rodilla fueron asignados de manera aleatoria a dos grupos: terapia con movimiento pasivo continuo y sin movimiento pasivo continuo. Todos los pacientes recibieron el mismo protocolo de terapia física que comprende: 3 sesiones por día, flexión de la rodilla de 115º a las pocas semanas y 120º a los 3 meses. El uso del movimiento pasivo continuo tuvo beneficios clínicamente relevantes con respecto a la amplitud de movimiento activo (Joshi, 2015).

Se realizó el estudio y análisis en 62 pacientes sometidos a artroplastia total de rodilla primaria. En 42 pacientes se utilizó el movimiento pasivo continuo y 20 controles. Los grupos fueron comparables con respecto al sexo, peso, edad, diagnóstico, deformidad operatoria y movimiento de la articulación. El tiempo promedio para alcanzar los 90º de flexión de los pacientes de movimiento pasivo continuo (9 días) fue considerablemente corto en comparación al grupo sometido a control (13,8 días). Pero es necesario considerar que en el momento del alta del hospital no hubo diferencias relevantes en el rango de movimiento tanto en flexión como en extensión. Todos los pacientes habían realizado venogramas después de la artroplastia. La incidencia de los estudios positivos de tromboflebitis indica que fue del 45% en pacientes de movimiento pasivo continuo y 75% en los controles. Estos datos demuestran que el movimiento pasivo continuo después de la artroplastia de rodilla, permite a los pacientes recuperarse en sus movimientos más rápido y ofrece protección contra la trombosis venosa profunda (Vince, 2013).

Hoy en día, el proceso de rehabilitación postquirúrgica de rodilla que ofrecen los hospitales o centros especialistas no es la adecuada, debido a que en ocasiones se provoca dolor en los pacientes con movimientos inapropiados (Clark, 2015). La rehabilitación postquirúrgica de rodilla representa un proceso largo y complejo para los pacientes, porque presentan rigidez articular y se encuentran en un ciclo traumático, así como también para el fisioterapeuta que lo realiza, ya que le resulta difícil proporcionar un movimiento pasivo continuo a la articulación por factores externos como el cansancio o distanciamiento, además, requiere que esta se efectué de manera cuidadosa e inmediata a la operación (Zacharias, 2014).

La construcción de equipos y dispositivos médicos en nuestro medio, es uno de los pilares fundamentales para el crecimiento de la manufactura y desarrollo tecnológico, con estos dispositivos médico,

también se contribuye a clínicas, hospitales, centros de rehabilitación y a centros especialistas de ayuda social. Con estos equipos permite llegar a más personas que necesitan de terapia, reducir entre un 10% a un 20% el tiempo de recuperación, tener un mayor control y precisión de los ángulos en el movimiento de flexión-extensión y número de repeticiones.

Metodología

Revisión bibliográfica

El estado del arte es principal para establecer en qué punto se encuentra la investigación y la base principal para la solución de varios inconvenientes que pueden surgir en el transcurso de la investigación. Por esta razón se toma como referencia investigaciones en libros, artículos científicos y la consulta de especialista en terapia física de la Universidad Técnica del Norte.

Posibles soluciones

Es importante determinar los principales factores y parámetros que debe tener el dispositivo médico, por esta razón se ordena en forma jerárquica los requisitos y se van desarrollando en el CAD (diseño asistido por computador).

El QFD es un método que tiene como finalidad determinar las características de aspecto técnico que definan al sistema. Con la ayuda de esta información se obtiene un orden de prioridades de selección de los componentes necesarios para su funcionamiento.

Diseño mecánico

Una vez claros los parámetros de funcionamiento que debe tener el dispositivo médico —por ejemplo tornillo sin fin, actuadores, la fuen-

te de alimentación, el rango de flexión angular de la tibia con el fémur del paciente, el peso del equipo y los materiales— es necesario realizar un análisis dinámico del sistema empleando fórmulas matemáticas y un software, que contribuyan a obtener el dimensionamiento de los elementos, ubicar los puntos de acople, conocer la velocidad de funcionamiento del mecanismo para el diseño y la selección de los componentes del sistema electrónico.

Seguido del análisis dinámico, se analiza la estructura estáticamente para obtener las cargas máximas en el mecanismo y seleccionar adecuadamente los materiales. El análisis de cargas se realiza analíticamente y mediante un software de diseño de ingeniería mecánica.

Diseño electrónico

El sistema electrónico es indispensable para producir el movimiento del prototipo, donde se analiza y selecciona el actuador, además del circuito de potencia respectivo. Posteriormente, se efectúa el modelamiento matemático, conjuntamente con el control de posición y velocidad.

Construcción y ensamble

Luego de la culminación del diseño del dispositivo se procede a la elaboración de los planos, para adquirir los materiales necesarios para la fabricación de las piezas y luego ensamblar el dispositivo. Al tener la estructura del dispositivo se adquieren materiales de la parte electrónica para realizar el movimiento de tornillo sin fin y la tuerca como son: el motor paso a paso, el controlador del motor —siendo este un Arduino en donde se programa tanto la velocidad como la posición del motor, la cual se envía desde un HMI— y cinturones de apoyo para una sujeción adecuada.

Pruebas de validación

Las pruebas de validación permiten evaluar el funcionamiento de todo el prototipo y la interacción que tiene tanto la parte mecánica como la parte electrónica, en lo que se refiere a la parte mecánica se evalúa el movimiento dinámico de las barras, las regulaciones antropométricas de los pacientes, el peso del dispositivo y el comportamiento de la máquina con y sin carga. En la parte electrónica y de control se valora la velocidad, posición y repeticiones que sean establecidas por el especialista, las protecciones eléctricas y la comunicación enviada desde el HMI hasta el actuador.

Resultados

Con el análisis QFD se considera las demandas y expectativas de los clientes y se las traduce en pasos sucesivos y ponderativos de las características técnicas y operativas satisfactorias (Yacuzzi y Martin, 2009). Con este proceso se obtiene un orden de prioridades de selección de los componentes necesarios para su funcionamiento.

Definición del modelo

Es por ese motivo que se consideran tres opciones, dos que corresponden a rehabilitadores de rodilla reconocidos y comerciales a nivel internacional y otro prototipo que fue diseñado y construido en la ciudad de Ibarra (PRIM, 2016; Medical Expo, 2016; Perugachi y Perugachi, 2015). Las características de estos tres equipos son mostradas en la siguiente tabla:

Tabla 1
Datos comparativos

Equipos	Artromotor Optiflex 3	Kinetec Spectra	Rehabilitador de José Perugachi
Estatura del paciente	1,40 - 2 m	1,50 - 2,10 m	1,45 - 1,95 m
Peso máximo del paciente	159 kg	130 kg	125 kg
Desplazamiento angular de la rodilla	10 - 120°	10 - 120°	0-120°
Ergonomía y confort (1-10)	10	10	8
Maniobrabilidad del terapeuta (1-10)	10	10	10
Maniobrabilidad del paciente (1-10)	10	10	10
Materiales	Aluminio	Aluminio	Acero
Peso	12 kg	12 kg	16 kg
Control de velocidad (1-10)	10	10	10
Diseño adecuado (material y estética) (1-10)	10	10	6
Precio	3 500 USD	4 000 USD	S/P
Protección de la parte mecánica y eléctrica	Plástico	Plástico	Metálica
Tipo de sujeción	Tornillos pasadores	Tornillos pasadores	Tornillos pasadores
Autobloqueo	Sí	Sí	Sí
Actuador	Tornillo sin fin y tuerca	Tornillo sin fin y tuerca	Tornillo sin fin y tuerca
Soportes ajustables	Sí	Sí	Sí

Fuente: los autores

Resumiendo, los tres modelos y considerado el diseñar para el rehabilitador en base a los siguientes parámetros, como se puede ver en la tabla 2.

Tabla 2
Parámetros a diseñar

Estatura del paciente	1,55-1,80 m
Peso del paciente	Aproximadamente 70 kg
Desplazamiento angular de rodilla	0º - 120º
Maniobrabilidad del terapeuta	Liviano y sencillo para apoyar la pierna del paciente
Maniobrabilidad del paciente	Control por cables.
Peso de la máquina	Peso estimado 12 kg.
Control de velocidad	Motor paso a paso y drive
Diseño adecuado en materiales y estética	Materiales livianos y resistentes, estéticamente agradable
Protección de la parte eléctrica y mecánica	Cubierta de fibra de vidrio
Tipo de sujeción	Pasadores
Soportes estables	Soportes firmes de tubo de aluminio

Fuente: los autores

Posiciones angulares

El rehabilitador de rodilla es un equipo que trabaja mediante el desplazamiento de una tuerca en un tornillo de potencia. El desplazamiento angular se encuentra en un rango de 0º a 120º y las dimensiones del equipo se basan en las medidas antropométricas de la pierna dividida en dos secciones, una superior y una inferior, como se observa en la figura 1.

Las medidas mínimas y máximas de la pierna son importantes, por lo que se toma como referencia las medidas antropométricas indicadas en la tabla 2. De igual forma, se considera la distribución de peso de una pierna en porcentajes, como muestra la tabla 3.

Figura 1
Medidas antropométricas

Fuente: Ávila, 2007

Tabla 2
Medidas máximas y mínimas de la pierna

Medidas antropométricas	Mín.	Máx.
A: altura poplítea	38	49
B: longitud glúteo-poplítea	42	50

Fuente: Riella y Martins, 2003

Tabla 3
Distribución del peso de una pierna

Miembro amputado	Peso total de una persona (%)
Pierna arriba de la rodilla	7
Pierna debajo de la rodilla	11

Fuente: Riella y Martins, 2003

El análisis se va a efectuar considerando el peso corporal de una persona de 70 Kg, realizando la relación se obtienen los pesos que se indica en la tabla 4.

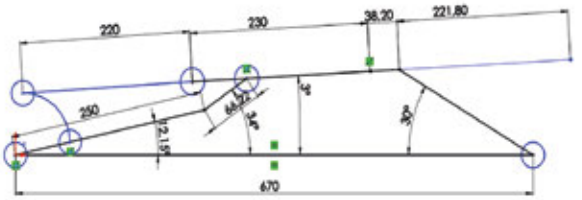
Tabla 4
Masa de la pierna para el cálculo del rehabilitador
de acuerdo a las medidas antropométricas de una persona

Miembro amputado	Masa (kg)
Pierna arriba de la rodilla	5,6
Pierna debajo de la rodilla	8,8

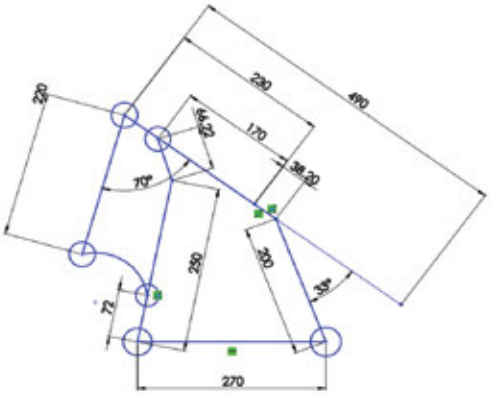
Fuente: los autores

A continuación, se desarrolla un croquis con la pierna extendida a través de la figura 2a y 2b.

Figura 2
Croquis del rehabilitador cuando la rodilla se articula a 0° y 120°



(a)



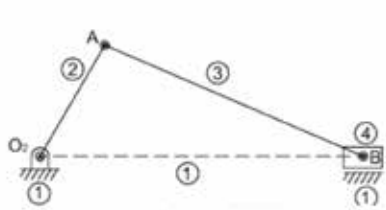
(b)

(a) rehabilitador en extensión
(b) rehabilitador en flexión
Fuente: los autores

Análisis dinámico

El funcionamiento del rehabilitador de rodilla se basa en el mecanismo biela-manivela-corredera, como se indica en la figura 3.

Figura 3
Mecanismo biela-manivela-corredera



Fuente: García, 2014

Con la finalidad de determinar las velocidades de los eslabones del mecanismo, es necesario partir de la ecuación (1) de cierre, mostrada a continuación:

$$\vec{r_1} = \vec{r_2} + \vec{r_3} \tag{1}$$

$$\vec{r_1} = Vector\ posición\ de\ la\ corredera$$

$$\vec{r_2} = Vector\ posición\ de\ la\ manivela$$

$$\vec{r_3} = Vector\ posición\ de\ la\ biela$$

Para obtener la ecuación de velocidad (2) se deriva los vectores de posición:

$$\frac{\partial \vec{r_1}}{\partial x} = \frac{\partial \vec{r_2}}{\partial x} + \frac{\partial \vec{r_3}}{\partial x} \tag{2}$$

Obteniendo de la ecuación (2) se obtienen dos ecuaciones, una real (3) y una imaginaria (4):

$$v_1 = -r_2\omega_2(sen\theta_2) - r_3\omega_3(sen\theta_3)\ Parte\ real \tag{3}$$

$$0 = r_2\omega_2(cos\theta_2) + r_3\omega_3(cos\theta_3)\ Parte\ imaginaria \tag{4}$$

Despejando w_3 se obtiene la ecuación (5) de velocidad angular:

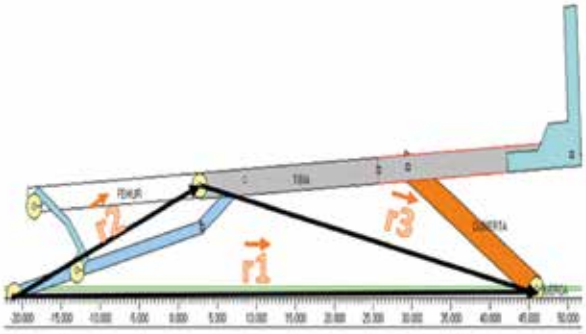
$$\omega_3 = \frac{r_2\omega_2(cos\theta_2)}{r_3(cos\theta_3)} \tag{5}$$

$$\omega_3 = \frac{\text{-}25{,}5cm(\frac{12{,}46°}{seg})(cos\ 21{,}549)}{44\ cm(\cos(-11{,}356))}$$

$$\omega_3 = -6.8°/seg$$

Luego se realiza la validación en software como se observa en la figura 4.

Figura 4
Modelamiento del rehabilitador



r1 = variable
r2 = 25,5 cm
r3 = 44 cm
Fuente: los autores

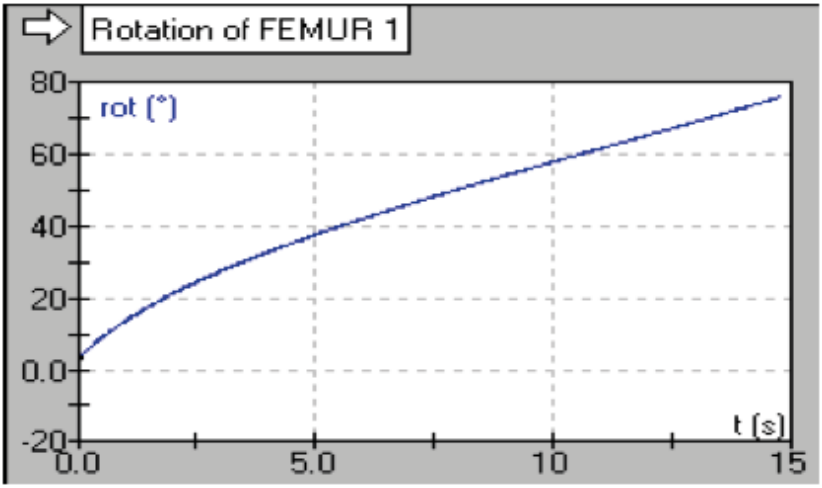
Mediante el software, es posible realizar el análisis dinámico del mecanismo, y se obtiene la tabla donde se observan las posiciones y velocidades de los eslabones como de las curvas de cada uno de ellos mostradas a continuación

Tabla 5
Análisis dinámico de barras

Parámetro	Detalle
Posición barra – fémur	La gráfica de posición angular del fémur, muestra el movimiento de rotación de los eslabones desde un punto inicial, hasta generar la articulación de la rodilla a 120 grados. El fémur del paciente parte de una posición inicial de 3 grados hasta 75 grados en un período de 15 segundos, como se puede ver en la figura 5
Velocidad barra – fémur	La velocidad de posición del fémur inicia de 12,5 grados / segundo y desciende progresivamente hasta alcanzar una velocidad de 4 grados / segundo, en un período de 15 segundos como se visualiza en la figura 6
Posición barra - tibia	La tibia se desplaza angularmente desde una posición 3 grados recorriendo 38 grados en sentido horario hasta llegar a la posición de -35 grados en un período de 15 segundos como se muestra en la figura 7

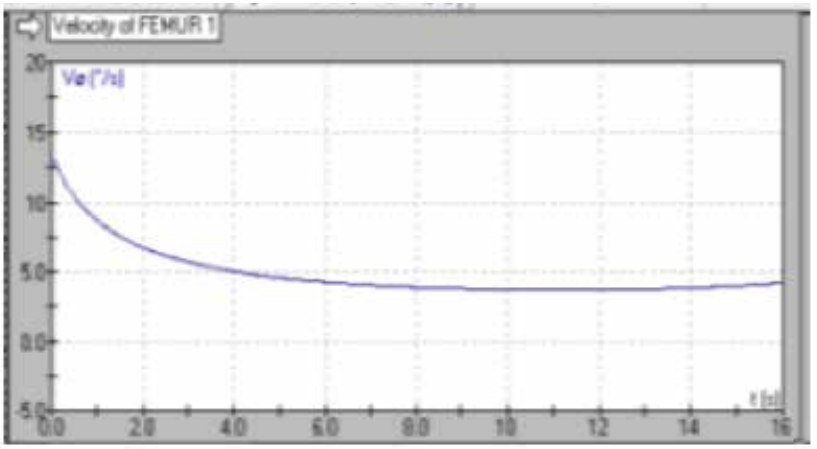
Fuente: los autores

Figura 5
Posición barra fémur



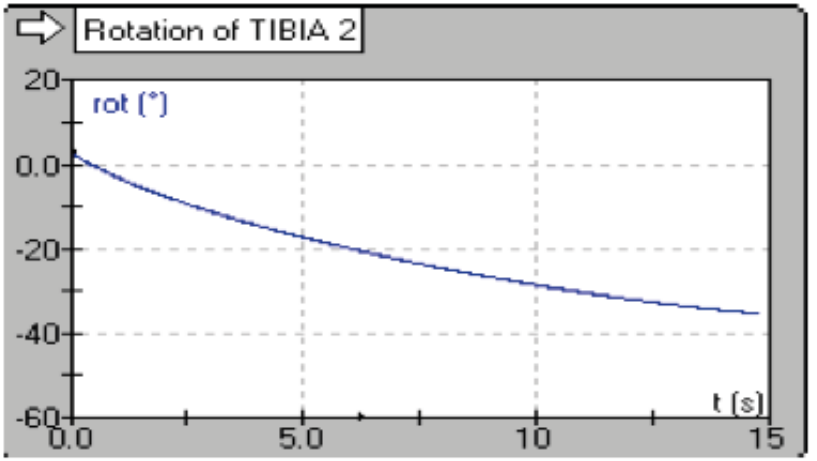
Fuente: los autores

Figura 6
Velocidad barra - fémur



Fuente: los autores

Figura 7
Posición barra tibia



Fuente: los autores

Al obtener el resultado en el eslabón tres como indica la figura 3, mediante simulación, se obtiene un valor equivalente a -6,459°/seg. Se verifica y coincide con el valor de la velocidad angular de este eslabón. La verificación coincide con cualquier posición de los eslabones, por lo que los cálculos y los análisis computacionales son correctos.

Selección del material

Con la finalidad de realizar un diseño del rehabilitador de rodilla que entre sus características se encuentren el menor peso posible, resistente e inoxidable, se ha considerado utilizar el aluminio 6063 T6. Además, se debe tomar en cuenta que pertenece a la línea hospitalaria, por lo cual debe cumplir con varios parámetros como se puede ver en la tabla 6

Tabla 6
Características del material

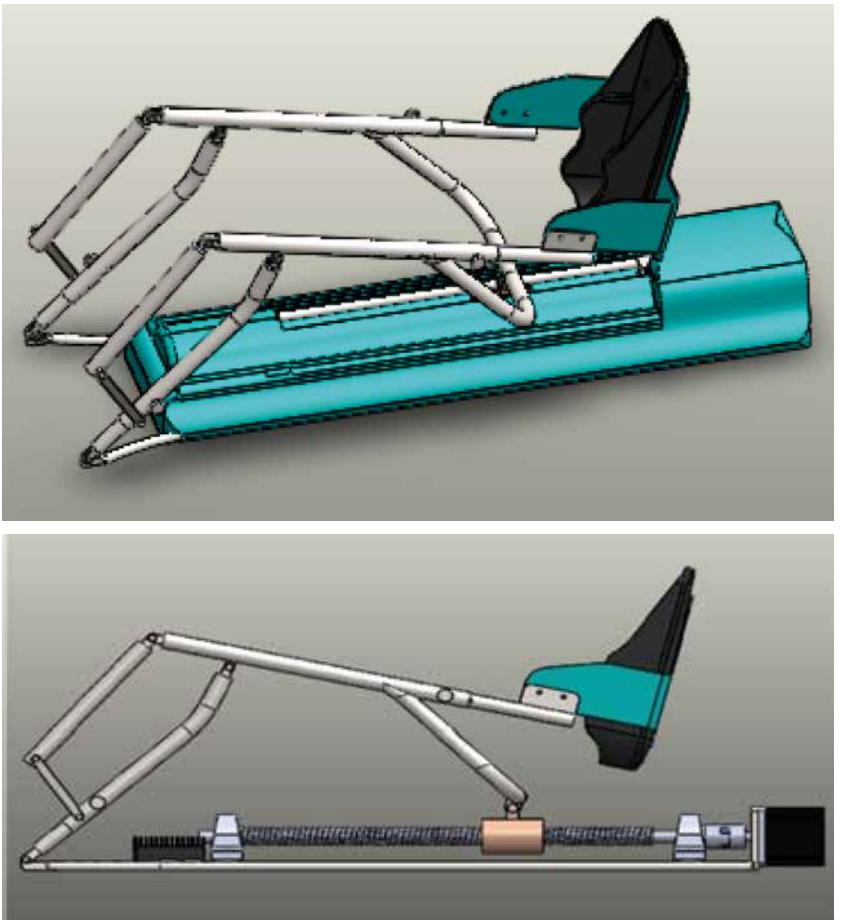
Limpieza	apto
Desinfección	apto
Esterilización	apto
Rugosidad	es liso
Peso	adecuado
Corrosión	mínima

Fuente: los autores

Análisis del modelo 3D

Se emplea el método de elementos finitos, que es un método numérico empleado para la resolución de problemas por el alto grado de complejidad y sus geometrías complejas o cargas no distribuidas involucradas. Por esto no se puede obtener una solución analítica directamente obteniendo el análisis del factor de seguridad, deformación y concentración de esfuerzos (Perugachi y Perugachi, 2015; Valencia *et al.*, 2017).

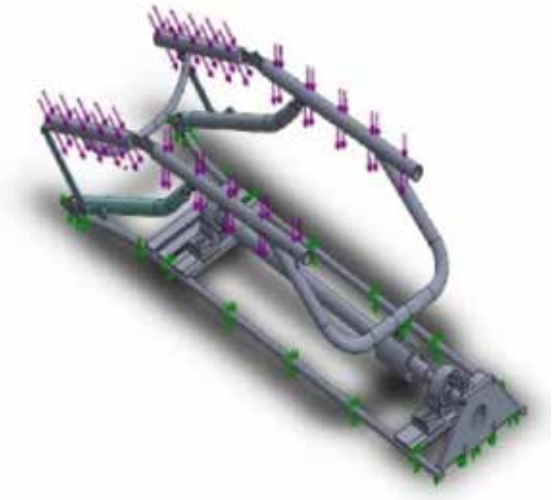
Figura 8
Prototipo rehabilitador de rodilla



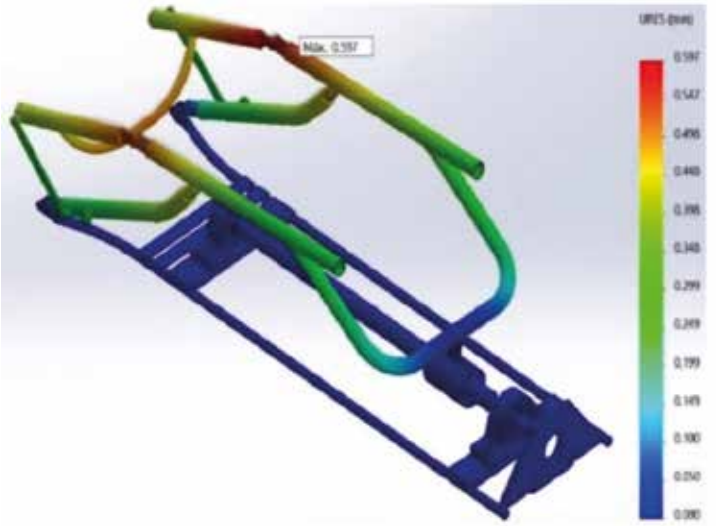
Fuente: los autores

Se aplican las cargas en la estructura del rehabilitador para obtener los resultados.

Figura 9
Análisis modelo 3D

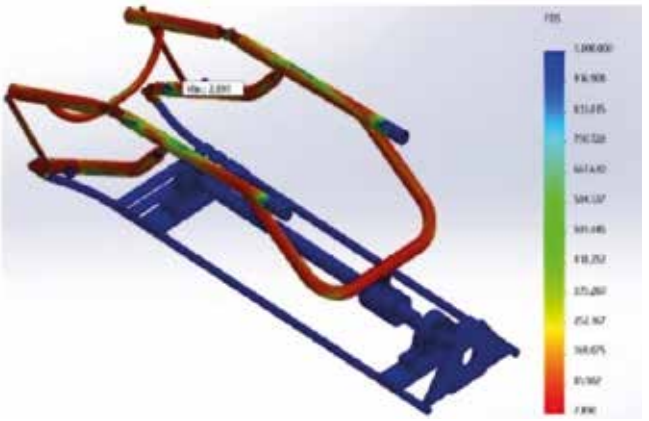


(a)



(b)

(c)



(d)

(a) factor de seguridad mínimo de 2,9
(b) Von Mises
(c) desplazamiento máximo 0,59
(d) fuerza
Fuente: Perugachi y Perugachi, 2015

Con los análisis de esfuerzos realizados en los cálculos y en las simulaciones, es posible establecer que la estructura resiste sin inconvenientes. El aluminio 6063 T6 como material empleado en el diseño mecánico resulta el mejor para el diseño del rehabilitador.

El factor determinante en la comprobación de la resistencia de la estructura es el factor de seguridad, en este caso es 2,89 lo que significa que la estructura no sufrirá rupturas ni sus elementos llegarán a fatigarse por el trabajo.

Diseño electrónico

Materiales: dispositivo Android (tablet o celular), Arduino UNO, potenciómetro, módulo bluetooth HC-06, motor a pasos, driver HY-DIV268N-5A (controlador) de motor a pasos, fuente de alimentación 5 V y 24 V.

El funcionamiento electrónico el HMI se lleva a cabo mediante una aplicación APK y la comunicación inalámbrica por Bluetooth. En esta aplicación se tiene una base de datos que permite guardar el historial del paciente y seguir con el programa de rehabilitación que sea necesario.

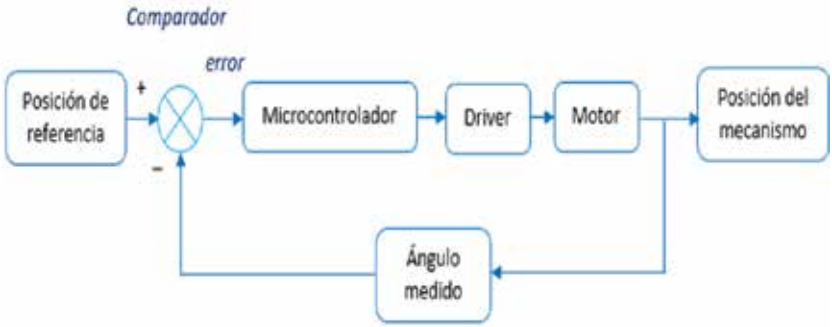
Figura 10
Aplicación "APK Rehabilitador de Rodilla"

Fuente: los autores

Desarrollo del sistema embebido

A continuación se presenta un diagrama de bloques (figura 11) para comprender de mejor forma el funcionamiento del dispositivo médico.

Figura 11
Diagrama de bloques



Fuente: los autores

Ecuación del potenciómetro: el rehabilitador posee un potenciómetro que se encuentra ubicado entre lsas barras del fémur y la tibia, estableciendo los voltajes en el terminal de salida que es proporcional al incremento de la posición del potenciómetro. Se toma los datos en forma experimental como se observa en la tabla 7.

Tabla 7
Voltaje vs. Ángulo de giro

Gráfica voltaje vs. Ángulo de giro						
Distancia (cm)	**Ángulo de giro**	**Señal**			**Promedio**	**Voltaje**
8	0	445	446	445	445	2,18
11	11	348	349	348	348	1,70
13,5	20	303	305	304	304	1,48
16	29	272	271	272	272	1,33
19	40	240	244	239	241	1,17

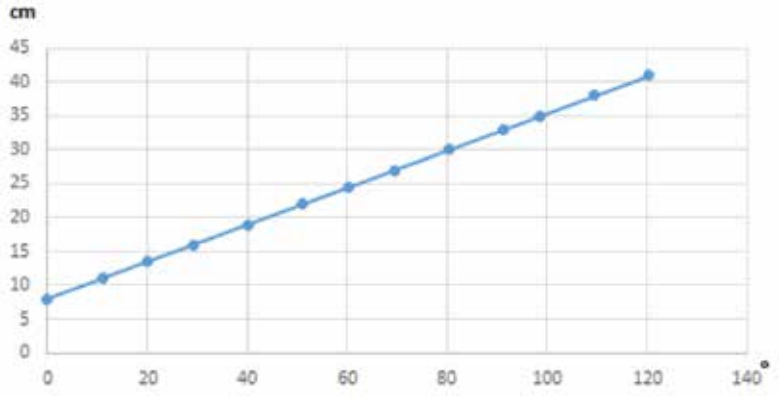
22	51	211	208	210	210	1,02
24,5	60	197	195	199	197	0,95
27	69	184	181	185	183	0,90
30	80	167	169	169	168	0,82
33	91	159	157	158	158	0,77
35	99	153	151	154	153	0,75
38	110	144	153	143	147	0,72
41	120	131	137	132	133	0,65

Fuente: los autores

Los pasos para determinar la tabla anterior son:

1. Obtener la distancia real (cm) entre el sensor y el ángulo mínimo (0º).
2. Medir físicamente el ángulo con respecto a la distancia.
3. Determinar los valores del potenciómetro por el canal análogo A0 del Arduino.
4. Realizar la conversión de los valores análogos/digitales del Arduino a valores de voltaje mediante la constante 5/1 023.

Figura 12
Distancia sensor y ángulo



Fuente: los autores

De esto se obtiene la ecuación (6):

$$y = 42{,}86x \tag{6}$$

Donde:

x = voltaje de la señal de salida del potenciómetro
y = posición del mecanismo en grados (para lo cual se establece un control proporcional con una ganancia de 42,86)

Figura 13
Toma de datos voltaje

Fuente: los autores

Conclusiones

El rehabilitador de rodilla permite un desplazamiento angular de 120° para que se puedan articular sin inconvenientes el fémur con la tibia, con un lento desplazamiento de la tuerca sobre el tornillo de potencia y así la rehabilitación del paciente que lo use será confortable y no tendrá movimientos bruscos.

El factor de diseño de la estructura del rehabilitador de rodilla es 2,89 lo cual indica que resistirá los esfuerzos a los que se someterá el rehabilitador en su trabajo, siempre y cuando la estructura se diseñe con aluminio 6063 T6, el cual es un buen material por sus características y propiedades de resistencia y peso en comparación con los aceros estructurales.

HMI es de fácil acceso para el terapista, además, posee una base de datos que permite registrar al usuario en una hoja de cálculo para la disposición de un historial que ayude a cumplir con el programa de rehabilitación al cual está sometido el paciente.

Se redujo el peso de la máquina al utilizar materiales de características livianas, que lo vuelven transportable. Además, la utilización del aluminio en el ámbito hospitalario permite la adecuada limpieza y desinfección luego de cada sesión.

Es ajustable a las diferentes características antropométricas de los usuarios, proporcionando comodidad al momento de realizar la sesión de rehabilitación.

Los movimientos pasivos que produce son constantes y de baja velocidad gracias a las características que ofrece el motor a pasos, permitiendo que la articulación se recupere en forma temprana y promoviendo el refuerzo de la articulación en fase primaria.

Recomendaciones

El ruido emitido por el motor paso a paso se podría reducir estableciendo una base fija desde la base del motor para evitar la vibración emitida desde las bobinas que lo constituyen.

Se debe estudiar la posibilidad de implementar un actuador lineal que cumpla el movimiento de las barras involucradas en la rehabilitación y remplazar al mecanismo tuerca y tornillo para reducir aún más el peso de la máquina.

Agradecimientos

Agradecemos el apoyo de la Carrera de Terapia Física, de la Universidad Técnica del Norte, por su colaboración constante y su ayuda para comprender los parámetros principales de la biomecánica y antropometría.

Referencias

Ávila, C., Prado, L. y González, M. (2007). *Dimensiones antropométricas de la población latinoamericana*. México DF: Universidad de Guadalajara.

Clark, N. (2015). The role of physiotherapy in rehabilitation of soft tissue injuries of the knee. *Orthopaedics and Trauma*, *29*(1), 48-56.

Coutts, R. D. y Perren S. M. (1983). *Biomechanics*. Martinus Nijhoff.

García, J., Castejón, C., Rubio, H. y Meneses, J. (2014). *Teoría de máquinas y mecanismos*. España: Paraninfo.

Herbold, J. A., Bonistall, K. y Blackburn, M. (2012). *Effectiveness of continuous passive motion in an inpatient rehabilitation hospital after total knee replacement: a matched cohort study*. s/e.

Joshi, R., White, P., Murray-Weir, M., Alexiades, M., Sculco, T. y Ranawat, A. (2015). Prospective Randomized Trial of the Efficacy of Continuous Passive Motion Post Total Knee Arthroplasty: Experience of the Hospital for Special Surgery. *The Journal of Arthroplasty*, 1-2.

Medical Expo. (2016). *El salón online del sector médico-sanitario*. España.

Perugachi y Perugachi. (2015). *Rehanbilitador isocinetico pasivo de rodilla*. Otavalo, Ecuador: Universidad Técnica del Norte.

PRIM. (2016). *Fisioterapia y rehabilitación*. s/e.

Riella, M. y Martins, C. (2003). *Nutrición y riñón*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana.

Salter, R. B., Simmonds, D. F, Malcolm, B. W. (1980). *The biological effect of continuous passive motion on the healing of full-thickness defects in articular cartilage. An experimental investigation in the rabbit*. s/e.

Valencia, F., Mejía, C. y Erazo, V. (2017). *Development of a knee prosthesis for transfemoral amputations using computational tools*. Ibarra, Ecuador: Universidad Técnica del Norte.

Vince, K., Beck, M. e Insall, J. (2013). *Continuous passive motion after total knee arthroplasty*. España: Fisioterapia y Rehabilitación.

Yacuzzi y Martin. (2009). *Conceptos, aplicaciones y nuevos desarrollos.* Buenos Aires, Argentina: Universidad de CEMA.

Zacharias, A., Green, R. A., Semciw, A. I., Kingsley, M. I. C. y Pizzari, T. (2014). Efficacy of rehabilitation programs for improving muscle strength in people with hip or knee osteoarthritis: a systematic review with meta-analysis. *Osteoarthritis and Cartilage*, 1752-1773.

Diseño mecánico de un prototipo de prótesis de mano

Carlos A. Villarreal B.[1]
Iván Iglesias N.[2]
y Mayra D. Yépez R.[3]

Resumen
Este documento presenta el diseño y la construcción de una prótesis de mano mecánica, construida en la Carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte, como parte del Proyecto de Investigación de Prótesis de Miembro Superior. Esta prótesis está constituida de manera similar a la mano humana: cinco dedos y una palma. La falange proximal de cada uno de los dedos: meñique, anular, medio e índice, está conformada por mecanismos de cuatro barras. Su accionamiento se realiza a través de tres micro-motores, que son comandados por señales mioeléctricas producidas por los músculos del antebrazo del paciente. Finalmente, se presentan los resultados alcanzados en el dimensionamiento y construcción de este prototipo de prótesis de mano, luego de una serie de rediseños y análisis de esfuerzos en cada uno de sus dedos, hasta cumplir con los parámetros del diseño propuestos.

Introducción

El diseño y construcción de prótesis ha evolucionado en el transcurso del tiempo, partiendo de modelos muy básicos hasta la manufactura de prótesis mioeléctricas; mejorando sus aplicaciones con el propósito de llegar a sustituir un miembro perdido por parte de un paciente. Así, en estas últimas tres décadas, en muchas investigaciones alrededor del mundo se propone la creación de diversos tipos de prótesis. Por ejemplo, Jacobson, Wood y Biggers desarrollaron en 1984 la mano robótica UTA-MIT, constituida por tres dedos y un pulgar que

1 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (cavillarreal@utn.edu.ec).
2 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (iiglesias@utn.edu.ec).
3 Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (mdyepez@utn.edu.ec).

son accionados mediante un sistema de cilindros neumáticos para la manipulación de objetos (Jacobson *et al.*, 1984). Luego, Butterfass (*et al.*, 1998) presentó la mano DLR-Hand, constituida por cuatro dedos con múltiples articulaciones y gobernada por un sistema de control constituido por sensores de torque, fuerza y posición en cada uno de sus dedos. En España, en 2003, se presentó una mano mecánica con cuatro dedos accionada mediante mecanismos conformados por un sistema de poleas y un sistema de control para lograr su accionamiento. En 2003 Geng, Huang, Zhang y Zhao desarrollaron el diseño de una mano robótica con 5 dedos y 14 articulaciones conducidas por dos motores y una configuración física sencilla; siendo suficiente para sostener artículos de bajo peso y de pequeñas dimensiones (Suárez y Grosch, 2003). En 2005 se creó la mano NAIST, la cual incluye sensores táctiles en la punta de sus dedos, tres micro-motores y un sistema de control en la fuerza de agarre por deslizamiento (Ueda *et al.*, 2005). En el año 2007, Dragulescu y Ungureanu diseñaron una mano capaz de copiar los movimientos de la mano mediante el uso de sensores (Dragulescu y Ungureanu, 2007). En el año 2008, Jung, Kang y Moon (Tan *et al.*, 2009) construyeron una mano robótica cuyas falanges son accionadas por un cable que funge como tendón para su flexión y un resorte para su extensión, con seis grados de libertad. En México, en 2009, se presentó una prótesis de mano accionada mediante un mecanismo subactuado (Velázquez Sánchez *et al.*, 2006). En el año 2010 se diseñó un prototipo de mano con palma convexa y con sensores de posición en cada uno de sus dedos, mejorando su destreza con respecto a los anteriores diseños, y las articulaciones de sus dedos son accionadas por cadenas de transmisión (Xinqing *et al.*, 2010). En octubre del mismo año, en Taiwán, Takashi Sonoda e Ivan Godler (2010) crearon una mano robótica accionada mediante un sistema de transmisión por cadena para el movimiento de sus dedos, siendo capaz de realizar un agarre cilíndrico y en pinza. En septiembre de 2012 se presentó el diseño de una prótesis de mano que realiza los movimientos con mayor precisión

y adaptación a la geometría del objeto (Bennett, *et al.*, 2012). En agosto de 2016 se presentó una prótesis de mano accionada por músculos artificiales en base a hilos de nylon 6-6 (Arjun *et al.*, 2016). Finalmente, en febrero de 2017 se presenta un diseño de una prótesis robótica de mano constituida por un sistema mecatrónico para la ejecución de sus movimientos (Calderón *et al.*, 2017).

En la actualidad, Ecuador está poniendo más énfasis en la investigación a través de sus universidades y centros de educación superior apoyando a la investigación científica a nivel de desarrollo tecnológico. Así, en estos últimos años se han impulsado importantes investigaciones en el campo de la biomecánica en la Universidad Salesiana de Cuenca, la Escuela Politécnica Nacional, la Universidad de las Fuerzas Armadas y la Universidad Técnica del Norte, así como en empresas como Ecuabot y Protelite, permitiendo ayudar a pacientes a tener la oportunidad de adquirir una prótesis que respondan a las exigencias del mercado sin la necesidad de recurrir a entidades externas al país para poder adquirirlas. Es por esta razón que Ecuador en la Ley Orgánica de la Discapacidad, emitida en el Registro Oficial Nº 796 de septiembre de 2012, establece en el art. 23 que: "Las órtesis, prótesis y otras ayudas técnicas y tecnológicas que reemplacen o compensen las deficiencias anatómicas o funcionales de las personas con discapacidad, serán entregadas gratuitamente por la autoridad sanitaria nacional a través del Sistema Nacional de Salud; que además, garantizará la disponibilidad y distribución de las mismas, cumpliendo con los estándares de calidad establecidos". Sin embargo, aun con los esfuerzos realizados por programas estatales como Manuela Espejo o instituciones como el Club Rotario —entre otras entidades de ayuda social— no ha sido suficiente pues solo proporcionan prótesis con valor estético y no con la necesaria funcionalidad.

Por esta razón surge el requerimiento de desarrollar proyectos en el ámbito de la biomecánica, específicamente de prótesis mioeléctricas en la zona 1 del país, en función de la necesidad de estudios que traten

esta temática de manera profunda. Así, la Carrera de Ingeniería en Mecatrónica de la Universidad Técnica del Norte busca posicionarse como referente del desarrollo tecnológico y biomecánico en la zona norte del país. Por lo tanto, la Universidad Técnica del Norte está impulsando importantes proyectos de investigación de aula y trabajos de tesis de graduación para pregrado; sus prótesis están siendo desarrolladas para adolescentes y llegando a convertirse en un área de investigación muy importante para incursionar en el campo de la biomecánica y el desarrollo de la tecnología.

En este sentido, se ha propuesto construir un prototipo de prótesis de mano acorde con las nuevas exigencias, utilizando nuevas herramientas de diseño de ingeniería inversa (Galantucci *et al.*, 2015), impresión 3D y software de diseño mecánico; herramientas que permitirán diseñar una prótesis mucho más funcional y con una apariencia cercana a la realidad (Valerga *et al.*, 2015), para que en el futuro se la pueda potencializar con programas de control dinámicos, capases de procesar la información de los músculos y generar una respuesta en el control del movimiento y los agarres.

Materiales y métodos

A continuación, se detalla cada uno de los métodos y procedimientos de diseño que se han llevado a cabo para la elaboración de la prótesis de mano mecánica.

Antropometría de la mano

Para el dimensionamiento de la prótesis se toman en consideración las medidas antropométricas de la mano de un paciente seleccionado, como se detalla en las tablas 1 y 2.

Tabla 1
Medidas antropométricas de los dedos de la mano del paciente

Falange	Antropometría	Índice	Medio	Anular	Meñique	Pulgar
Proximal	Longitud de la Falange (mm)	40	50	46	40	41
	Altura de la Falanges (mm)	17	17	16	13	15
	Anchura de la Falange (mm)	17	16	15	15	17
Medio	Longitud de la Falange (mm)	27	29	30	20	-
	Altura de la Falanges (mm)	15	14	13	13	-
	Anchura de la Falange (mm)	16	17	15	15	-
Distal	Longitud de la Falange (mm)	28	29	23	25	34
	Altura de la Falanges (mm)	12	14	11	12	17
	Anchura de la Falange (mm)	15	15	15	13	19

Fuente: los autores

Tabla 2
Medias antropométricas de la palma de la mano del paciente

Largo de la palma (mm)	113,8
Ancho de la palma (mm)	82
Espesor de la palma (mm)	36

Fuente: los autores

Movimientos desarrollados por los dedos de la mano

Los movimientos que ejecutan los dedos de la mano son de flexión y de extensión, en los movimientos de flexión, la falange proximal

de cada uno de los dedos —meñique, anular, medio e índice— forma un ángulo comprendido entre 0º y 97º y la falange distal forma ángulos comprendidos entre 0º y 100º respecto a la palma de la mano. Finalmente, la interfalángica distal forma ángulos comprendidos entre 0º y 35º, como se muestra en la tabla 3.

Tabla 3
Movimientos de flexión (extensión de las articulaciones de los dedos de la mano)

Articulación	**Flexión** (°)	**Extensión** (°)
Metacarpofalángica (MCF)	0 – 90	0 – 5
Interfalángica proximal (IFP)	0 – 100	0
Interfalángica distal (IFD)	0 – 90	0
Pulgar	0 – 90	0 – 90

Fuente: Pérez Romero *et al.*, 2012

Especificaciones de su estructura mecánica

Tomando en consideración las medidas antropométricas del paciente que se muestran en las tablas 1 y 2, se establecen las condiciones de diseño de la prótesis, su arquitectura y el dimensionamiento de cada uno de sus elementos. Para esto se constituye un análisis y síntesis de los diferentes mecanismos de accionamiento de los dedos de la mano y se realiza un estudio de las diferentes alternativas de diseño, para seleccionar el mecanismo de accionamiento de cada uno de los dedos de la mano. Para esto, se realiza un análisis de mecanismos de transmisión a utilizar en la prótesis de mano, para lo cual se tomarán en cuenta ciertos factores predominantes para la toma de decisión del mecanismo a elegir, como son: eficiencia de transmisión, tamaño que ocupan, peso, facilidad de manufactura y facilidad de mantenimiento. Los mecanismos más usados en prótesis de mano para flexo-extensión de los dedos son: cadenas de engranajes, poleas y mecanismos de cuatro barras (simple he invertido), como se muestra en la siguiente tabla:

Tabla 4
Matriz de criterios para la selección de los mecanismos de accionamiento

Alternativas	Eficiencia de transmisión	Manteni-miento	Tamaño	Peso	Facilidad de manufactura	Costo	Puntuación total
Porcentajes (%)	40	5	20	5	20	10	100
Trenes de engranes	5	4	5	6	5	6	3,85
	2	0,2	0,5	0,3	0,25	0,6	
Poleas	5	4	3	5	2	3	3,4
	2	0,2	0,3	0,5	0,1	0,3	
Mecanismo de 4 barras invertido	4	6	4	4	4	6	3,5
	1,6	0,3	0,4	0,4	0,2	0,6	
Mecanismo de 4 barras	5	6	6	4	4	6	4,1

Fuente: los autores

También es necesario tomar en consideración los actuadores a utilizar para el accionamiento de cada uno de sus dedos, para lo cual se toman en cuenta ciertas características como: tamaño, torque, velocidad, peso, relación de transmisión y costo. Así, en la tabla 5 se muestran los criterios de selección de los diferentes actuadores, puntuándose con 6 los criterios más aceptables y descendiendo hasta 1 los menos aceptables.

Tabla 5
Selección de actuadores para los dedos de la prótesis de mano

Alternativas	Tamaño	Torque	Facilidad de control	Costo	Peso	Pun-tuación total
Porcentajes (%)	30	20	20	10	5	100
Servomotores	5	5	5	4	3	4,25
	1,5	1	1	0,6	0,15	

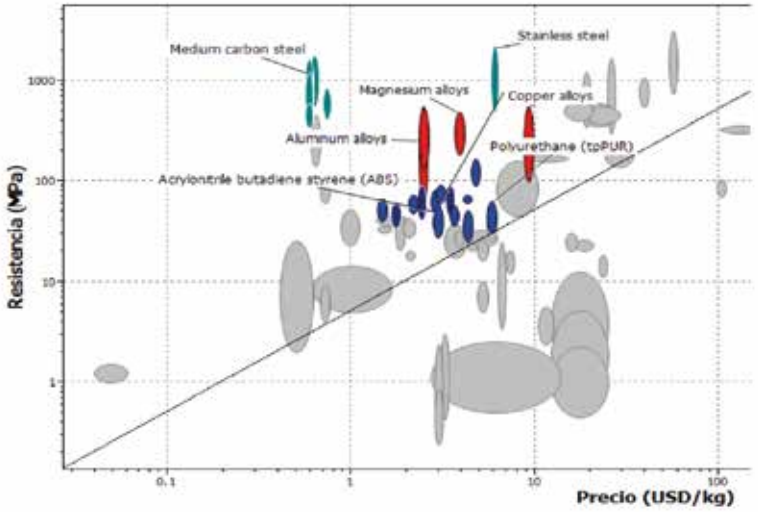
Motores DC	5	5	3	3	5	3,65
	1,5	1	0,6	0,3	0,25	
Motores lineales	3	5	5	4	4	3,5
	0,9	1	1	0,4	0,2	

Fuente: los autores

Selección de materiales

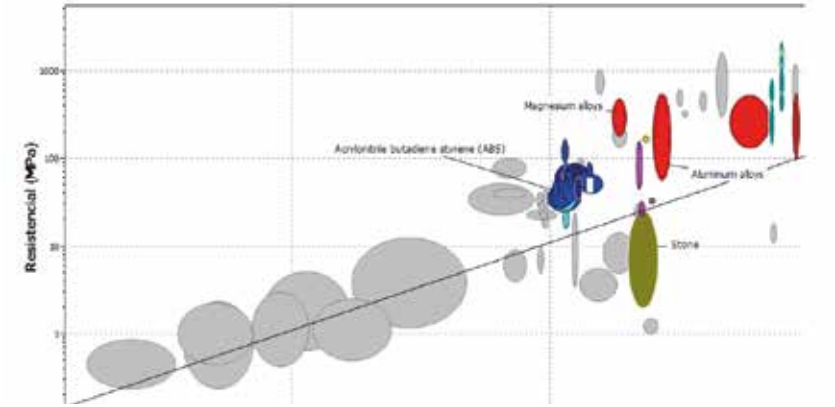
Para la selección de materiales se consideró necesario minimizar el peso y el precio, y a su vez maximizar la resistencia del prototipo. Así, en las figuras 1y 2 se muestra la relación entre resistencia y precio y entre resistencia y densidad, respectivamente. Los materiales posibles son: ABS, aleaciones de aluminio, aleaciones de magnesio, acero al carbono medio, poliuretano, acero inoxidable, entre otros.

Figura 1
Resistencia en relación con el costo de los materiales



Fuente: CES Edu Pac

Figura 2
Resistencia en relación con la densidad de los materiales



Fuente: CES Edu Pac

Finalmente, a partir de estos mapas de materiales se selecciona el material ABS, por tratarse de un prototipado mediante impresión 3D. En la tabla 6 se muestran sus propiedades mecánicas.

Tabla 6
Propiedades generales y mecánicas del ABS

Propiedades	ABS
Módulo elástico	2 000 N/mm^2
Densidad	1 020 kg/m^3
Límite de tracción	30 N/mm^2
Límite de compresión	
Límite elástico	31 MPa
Calor específico	1 386 J/Kg*k
Resistencia a la flexión	48 MPa
Resistencia a la tracción	45 MPa
Coeficiente de Poisson	0,391 – 0,422

Fuente: los autores

Análisis y síntesis de la prótesis

Para realizar el análisis y síntesis de los diferentes mecanismos que conforman esta prótesis, es necesario establecer la arquitectura de cada uno de sus componentes, y hacer un análisis de interferencias de movimientos en cada uno de sus dedos, hasta conseguir su funcionalidad requerida en su primer modelamiento.

Síntesis del prototipo del dedo índice

Mediante el uso de SolidWorks se realiza la síntesis del mecanismo de accionamiento de la falange proximal para realizar un análisis de posición y desplazamientos de cada uno de sus elementos y establecer su arquitectura inicial.

Análisis de posición de la falange distal

Finalmente, se establece un análisis para las diferentes posiciones de la falange distal y los ángulos de flexión del mecanismo que conforma la falange proximal, para conseguir su posición correcta durante el cierre del dedo, cuando se bloquea la falange proximal en el momento del agarre, como se muestra en la figura 3. Una vez establecida su arquitectura, se generaliza para los dedos meñique, anular, medio e índice, de acuerdo con las medidas antropométricas consideradas, mediante el uso software CAD.

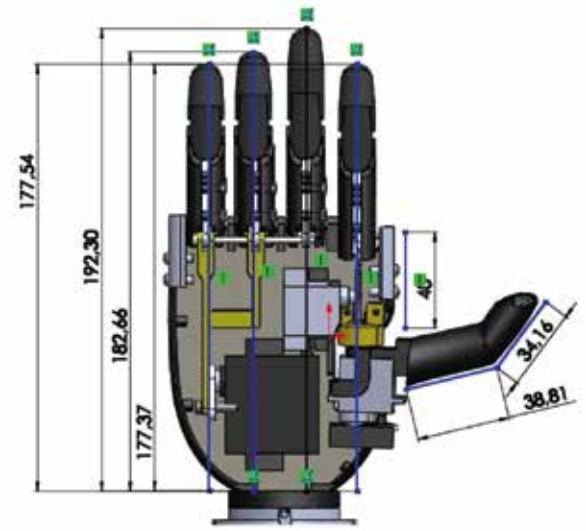
Figura 3
Prototipo del dedo índice desarrollado mediante CAD

Fuente: los autores

Arquitectura de diseño de la mano

Una vez establecida la arquitectura de cada uno de sus dedos, es necesario establecer la geometría de la palma de la mano y cada uno de los mecanismos de accionamiento, así como el posicionamiento de los actuadores necesarios para proporcionar su movimiento. Para esto se utiliza el software SolidWorks, para establecer una geometría aproximada de la mano completa, como se muestra en la figura 4.

Figura 4
Prototipo de la mano desarrollada mediante CAD



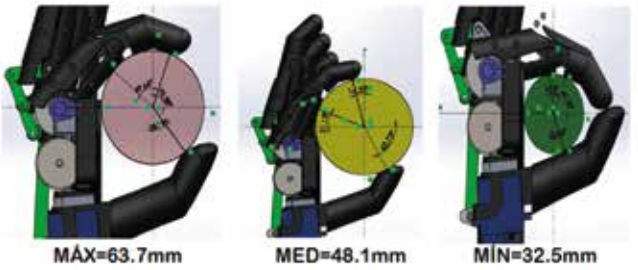
Fuente: los autores

Análisis estático para la determinación de las condiciones de borde

Conformada su arquitectura, se determinan las fuerzas necesarias para el agarre de un objeto cilíndrico de 500 g de masa y un diámetro comprendido entre 30 y 70 mm, para lo cual, se realiza un análisis estáti-

co en los agarres más críticos, como se muestra en la figura 5, para determinar las condiciones de borde necesarias para el análisis de esfuerzos, desplazamientos y factor de diseño.

Figura 5
Agarre de un cilindro de diferente diámetro

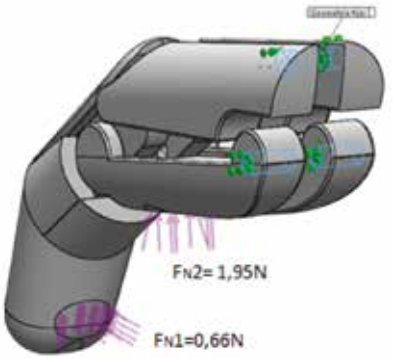


Fuente: los autores

Condiciones de borde del dedo índice

Las condiciones de borde necesarias para el análisis de esfuerzos en el dedo índice se muestran en la siguiente figura:

Figura 6
Condiciones de borde necesarias para la simulación



Fuente: los autores

Análisis de esfuerzos, desplazamientos y factor de diseño del dedo índice

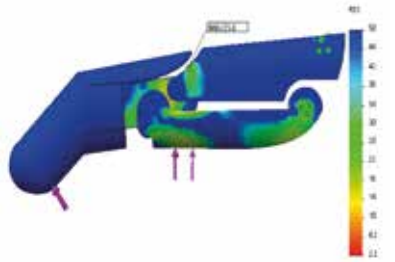
Una vez identificadas las condiciones de borde necesarias mediante un análisis estático, se procede a realizar la simulación mediante SolidWorks, obteniéndose una distribución de esfuerzos que permitió determinar el esfuerzo máximo de Von Mises de 4,12 MPa, como se muestra en la figura 7.

Figura 7
Distribución de esfuerzo de Von Mises en el dedo índice

Fuente: los autores

En la figura 8 se muestra el factor de diseño alcanzado en el dedo índice, obteniéndose un valor mínimo de 5,8.

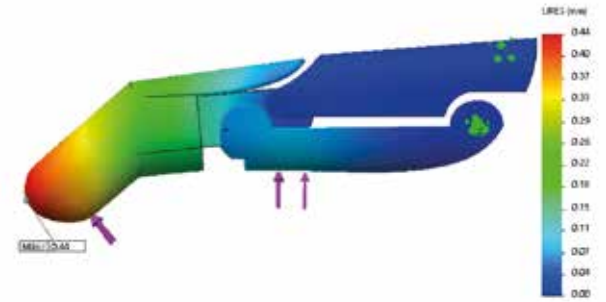
Figura 8
Distribución del factor de seguridad en el dedo índice



Fuente: los autores

Finalmente, se analiza los desplazamientos en el dedo índice, obteniéndose un desplazamiento máximo de 0,44 mm como se muestra en la figura 9.

Figura 9
Distribución de los desplazamientos en el dedo índice

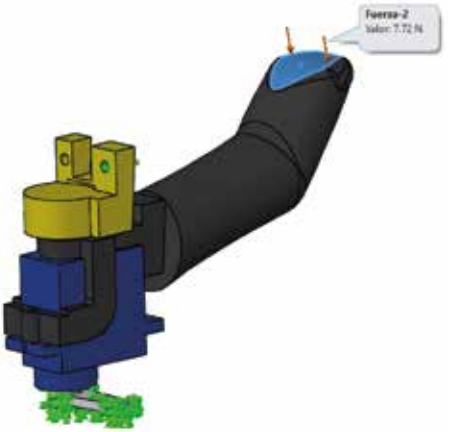


Fuente: los autores

Condiciones de borde para el diseño del dedo pulgar

En la figura 10 se muestra las condiciones de borde obtenidas en el análisis estático, para su análisis de esfuerzos, desplazamiento y factor de diseño.

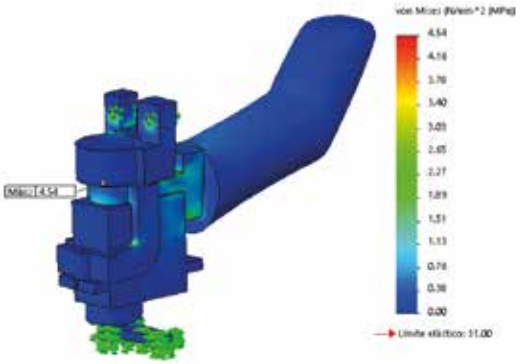
Figura 10
Condiciones de borde necesarias para la simulación



Fuente: los autores

El esfuerzo de Von Mises obtenido en el dedo pulgar es de 4,54 MPa, como se muestra en la figura 11.

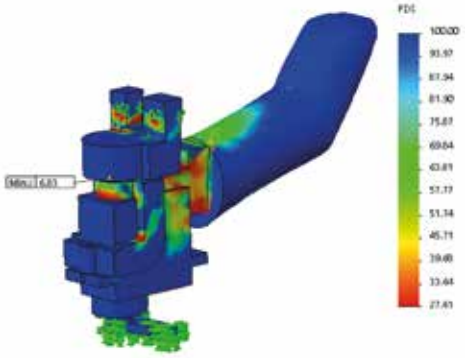
Figura 11
Esfuerzo de Von Mises en el dedo pulgar



Fuente: los autores

El factor de seguridad en el dedo pulgar es de 6,83, como se muestra en la figura 12.

Figura 12
Factor de diseño del dedo pulgar

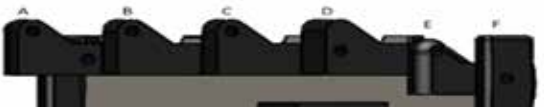


Fuente: los autores

Condiciones de borde para el diseño de la palma de la mano

Para establecer las condiciones de borde necesarias para el diseño de la palma fue necesario realizar un análisis estático de las fuerzas de reacción que se presentan en los puntos A, B, C, D, E, F, G, y H, donde se anclan los dedos de la mano, como se muestra en la siguiente figura:

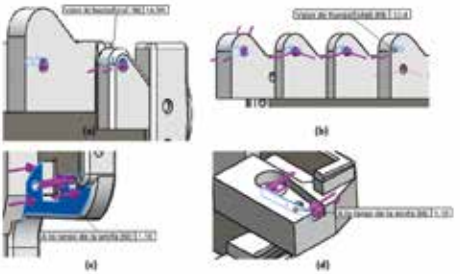
Figura 13
Puntos de aplicación de las reacciones sobre la base de la palma de la mano



Fuente: los autores

Mediante SolidWorks se aplican las condiciones de borde para el diseño, como se indica en la figura 14, en donde: F1 = 14,78 [N], F2 = 32,4 [N], F3 = 1,18 [N], y F4 = 1,8 [N]. Son las fuerzas internas que se generan en el momento del agarre en la palma inferior de la prótesis.

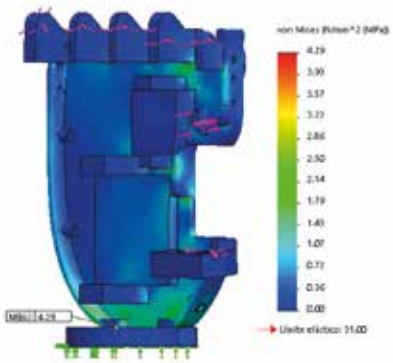
Figura 14
Colocación de las fuerzas en la palma



(a) fuerza F1sobre los puntos A, B, C, y D
(b) fuerza F2 sobre los puntos E y F
(c) fuerza F3 aplicada sobre el punto G
(d) fuerza F4 aplicada sobre el punto H
Fuente: los autores

Finalmente se realizada la simulación mediante SolidWorks, obteniéndose una distribución para el esfuerzo de Von Mises, factor de seguridad y el desplazamiento.

Figura 15
Distribución de esfuerzos de Von Mises
para la palma inferior de la prótesis

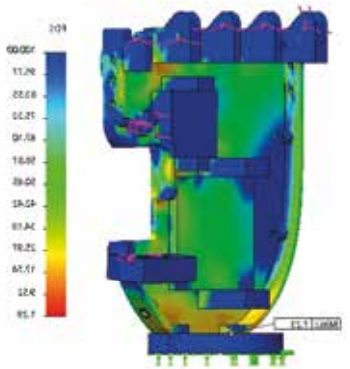


Fuente: los autores

En la figura 15 se muestran los resultados obtenidos en la simulación para el esfuerzo de Von Mises, observándose un esfuerzo máximo de 26,30 MPa que no supera el límite elástico del material, mientras en la figura 16 se observó que el factor mínimo de diseño fue 1,18 lo cual garantiza el diseño.

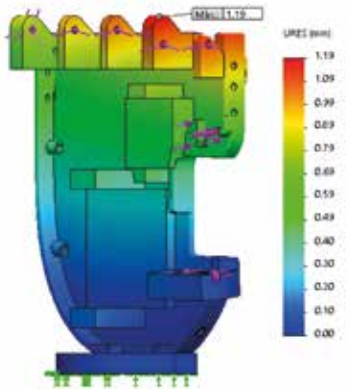
También se analizó el desplazamiento, por tratarse de un polímero, ya que se pueden generar muchos desplazamientos afectando su funcionalidad. Así, se consiguió un desplazamiento máximo de 1,19 mm, que no afecta al funcionamiento del prototipo de la prótesis.

Figura 16
Distribución del factor de diseño para la palma inferior de la prótesis



Fuente: los autores

Figura 17
Distribución de los desplazamientos en la palma inferior de la prótesis

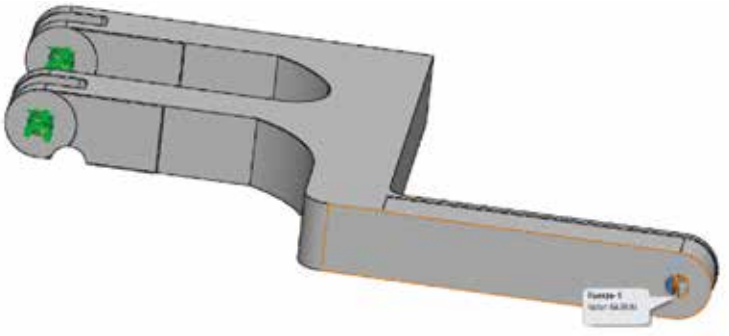


Fuente: los autores

Finalmente, se dimensiona la barra de accionamiento de los dedos meñique, anular y medio. Esta barra soporta una fuerza de compresión 64,86 N, aplicándose en la cara interna del orificio donde se conec-

ta con el servomotor, y se establecen sujeciones avanzadas para las caras cilíndricas donde va el pasador para sujeción de los dedos (figura 18).

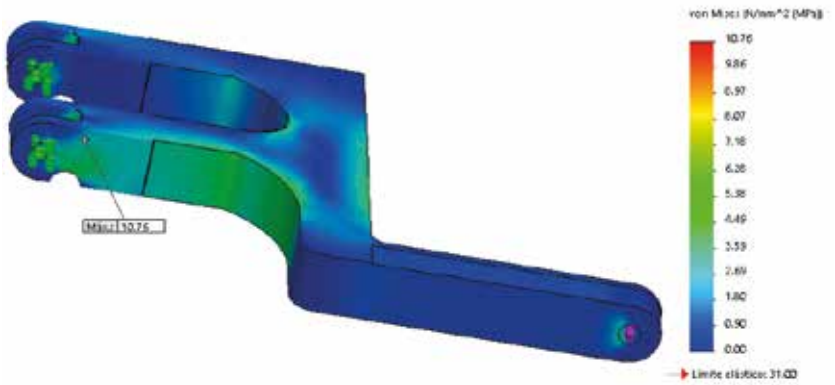
Figura 18
Condiciones de borde para la simulación en la barra de accionamiento



Fuente: los autores

El esfuerzo de Von Mises obtenido es de 10,76 MPa, según la figura 19.

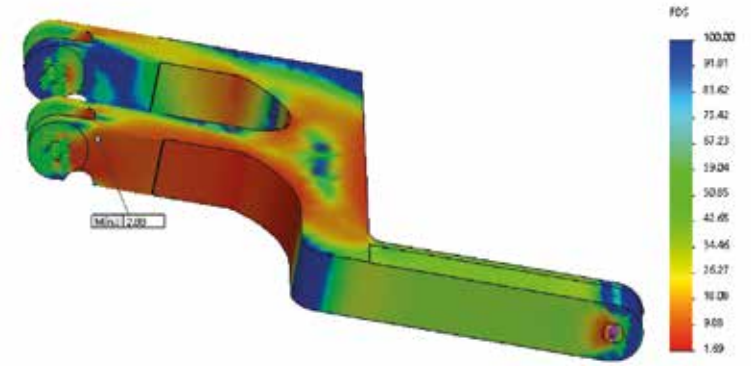
Figura 19
Esfuerzo de Von Mises en la barra doble



Fuente: los autores

El factor de seguridad es de 2,88 según la figura 20.

Figura 20
Factor de seguridad en la barra doble



Fuente: los autores

Manufactura

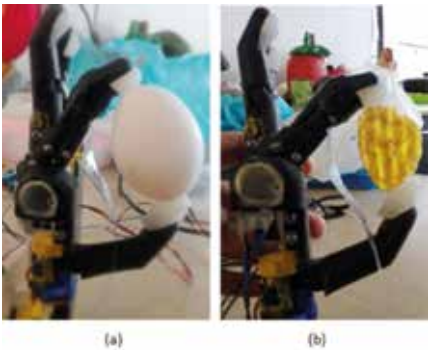
La construcción del prototipo se realiza mediante impresión tridimensional en material ABS, con un tiempo estimado de 32h08. Finalmente, este prototipo fue automatizado mediante la continuación de otro proyecto de investigación que se desarrolló en la Universidad Técnica del Norte.

Resultados

Pruebas de agarre de precisión

Para su validación se realizaron las pruebas de agarre de precisión, con algunos objetos pequeños (figura 21), a los cuales se aplicó la fuerza necesaria para su sujeción.

Figura 21
Pruebas de precisión en agarre de pinza con sujeción de objetos

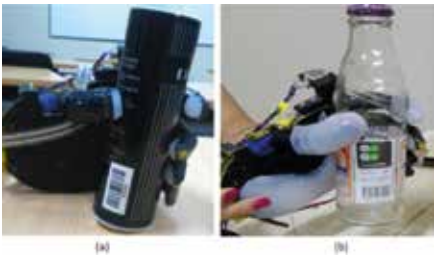


(a) huevo
(b) chifle
Fuente: los autores

Pruebas de agarre de fuerza

También se valida la mano para un agarre cilíndrico con una masa de 300 g y un diámetro de 50 mm, obteniendo excelentes resultados, como se muestra en la figura 22.

Figura 22
Pruebas de sujeción de objetos en agarre cilíndrico



(a) botella plástica
(b) botella de vidrio
Fuente: los autores

Especificaciones técnicas

Finalmente, se logró diseñar una prótesis de mano con una palma de 114 mm de largo, 100 mm de ancho y un espesor de 46 mm. Sus medidas antropométricas corresponden a las medidas del paciente, como se muestran en la tabla 1, y es capaz de realizar un agarre cilíndrico como se muestra en la figura 22, con un peso máximo de 300 g y un diámetro de 50 mm.

Conclusiones

Para el diseño y dimensionamiento de esta prótesis es importante el uso de software, debido a la complejidad geométrica de cada uno de sus elementos y el análisis de movimientos para determinar interferencias y lograr su funcionamiento.

Para el análisis del movimiento de los dedos y el diseño de las falanges proximales, se usó mecanismos de cuatro barras para constituir el movimiento de flexo-extensión de los dedos índice, medio, anular y meñique; consiguiendo un movimiento activo total de 230º, que constituye un 90% del MAT de la fisiología de la mano humana.

La manufactura de esta prótesis mediante impresión tridimensional con material ABS permitió conseguir un prototipo con la geometría y resistencia mecánica propuestas en el diseño, con esfuerzo máximo de Von Mises en la palma de 4,29 MPa y un factor de seguridad mínimo de 5,8 en la falange proximal del dedo índice. Los desplazamientos son menores a 1 mm en cada uno de sus elementos, permitiendo garantizar su funcionalidad.

Este prototipo de prótesis permite realizar dos tipos de agarres cilíndricos, con una sujeción aproximada de objetos de 50 mm de diámetro y 300 g de masa, constituyendo el 78,49% del diámetro teórico planteado en este proyecto. También se puede realizar un agarre en pinza manipulando objetos pequeños con precisión.

Recomendaciones

En el desarrollo de este prototipo fue necesario realizar múltiples correcciones en la interferencia de movimientos y su geometría, por lo cual es muy importante el uso de software para establecer su arquitectura.

En el futuro, es necesario modificar su diseño con la finalidad de lograr una prótesis más funcional y adaptable para el paciente, y conseguir que sus elementos de automatización y control no sean vulnerables durante el uso.

Referencias

Bennett, D. A., Dalley, S. A. y Goldfarb, M. (2012). *Design of a Hand Prosthesis with Precision and Conformal Grasp Capability*. 34th Annual International Conference of the IEEE EMBS.

Budynas, R. G. y Keintt, N. (2008). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. México DF: McGraw-Hill.

Butterfass, J., Hirzinger, G., Knoch, S. y Liu, H. (1998). *DLR's Multisensory Articulated Hand Part 1: Hard and Software Architecture*. Conference on Robotics and Automation Proceedings of International (ICRA98).

Calderón, C. A., Ramírez, C., Barros, V. y Punin, G. (febrero, 2017). Design and Deployment of Grasp Control System. *Latin America Transactions*, *15*(2).

Chaurand Ávila, R. (2001). *Dimensiones antropométricas de población latinoamericana*. México: Universidad de Guadalajara.

CONADIS. (10 de enero de 2014). *Registro Nacional de discapacidades*. Recuperado de www.conadis.gob.ec

Dragulescu, D. y Ungureanu, L. (2007). *The modeling process of a human hand prosthesis*, Politehnica University of Timisoara. Presentado en el "4th International Symposium on Applied Computational Inteligence and Informatics".

Galantucci, L., Piperi, E., Lavecchia, F. y Zhavo, A. (2015). *Semi-Automatic Low cost 3D Laser scanning systems for reverse*. Italia, Presentado en el "3rd CIRP Global Web Conference". Procedia CIRP, (28), 94-99.

Gears, H. (30 de junio de 2015). *Worms & Wheels*. Recuperado de http://www.hpcgears.com/n/products/4.worms_wheels/worms_wheels.php

Gómez, F. (25 de enero de 2016). *Grabcad*. Recuperado de https://grabcad.com/library/protesis-de-mano

Jacobson, S., Wood, J. y Biggers, K. (1984). The Utah/MIT dexterous hand: work in progress. *Journal of Robotic Research*, *3*(4), 21-50.

Mott, R. (2006). *Diseño de elementos de máquinas*. México DF: Pearson Education.

Nordin, M. y Frankel, V. (2001). *Biomecánica básica del sistema músculo esquelético*. España: Fareso.

NSK. (2015). *Rodamientos de agujas*. USA: NSK.

Pérez Romero, M. A., Velázquez Sánchez, A. T. y Torres San Miguel, C. R. (2012). Sub-actuated anthropometric robotic prototype hand. *Revista Facultad Ingeniería Universidad de Antioquia*, (65), 46-59.

Ramos, J. (2008). *Comportamiento mecánico de compuesto en matriz con resina epóxica y resina poliéster reforzados con fibra de carbono unidireccional*. Cali, Colombia: CONAMET.

Sonoda, T. y Godler, I. (2010). *Multi-Fingered Robotic Hand Employing Strings Transmission*. International Conference on the 2010 IEEE/RSJ.

Suárez, R. y Grosch, P. (2003). *Mano mecánica MA-I*. Presentada en la XXIV Jornadas de Automática CEA-IFAC.

Tan, L., Xie, S., Lin, I. y Lin, T. (2009). Development of a multifingered robotic hand. International Conference on Information and Automation, (pp. 1541-1545).

Ueda, J., Ishida, Y., Kondo, M. y Ogasawara, T. (abril, 2005). Development of the NAIST-Hand with Vision-based. Barcelona, España: International Conference on Information and Automation (pp 2332-2337).

Valerga, A. M., Bienvenido, R., Fernández-Vidal, S., Wendt, C. y Marcos, M. (2015). *Reverse Engineering based Methodology for Modelling Cutting*. Hamburgo, Alemania: Elsevier-Departamento de Diseño Industria e Ingeniería Mecánica de la Universidad de Cádiz.

Vallejo, P. y Zambrano, J. (2009). *Física vectorial*. Ecuador: RODIN.

Velázquez Sánchez, A. T., Lugo González, E., Torres San Miguel, C. y Merchán Cruz, E. (2006). *Comparación y simulación cinemática de los dedos robóticos actuados y subactuados*. 3er Congreso Internacional de Ingeniería Mecánica, Barranquilla, Colombia.

Xinqing, W., Jingdong, Z., Dapeng, Y., Li, N., Chao, S. y Hong, L. (2010). *Biomechatronic Approach to a Multi-Fingered Hand Prosthesis*. 3rd IEEE RAS & EMBS International Conference Biomedical Robotics and Biomechatronics, Tokio, Japón.

Control predictivo sujeto a restricciones de un motor DC presente en un exoesqueleto de miembro inferior

H. Hamilton Guerrero Ch.[1]
Dagoberto Mayorca T.[2]
Jorge A. Chamorro E.[3]
y Fabio C. Gómez[4]

Resumen
Este artículo presenta los resultados de un controlador predictivo con restricciones en la posición, aplicado a un motor DC presente en un exoesqueleto de miembro inferior. Para obtener dichos resultados se parte del modelamiento del motor, obteniendo como resultado un sistema LTI espacio-estado, continuando el control predictivo con restricciones. Posteriormente, se desarrolla el modelo matemático del miembro inferior. Por último, se presenta la simulación de los resultados realizada con las herramientas SimMechanics y Simulink de Matlab. Lo anterior permite hacer un diseño basado en modelos para poder predecir el comportamiento del motor y el exoesqueleto.

Introducción

En la actualidad la integración de los sistemas mecatrónicos en los tratamientos de rehabilitación brinda un gran apoyo en diversos campos de las ciencias de la salud, tal es el caso de la fisioterapia (Ninño

1 Grupo de Investigación GRIM, Universidad Mariana, San Juan de Pasto, Colombia (hhguerrero@umariana.edu.com).
2 Grupo de Investigación GRIM, Universidad Mariana, San Juan de Pasto, Colombia (dmayorca@umariana.edu.com).
3 Grupo de Investigación GRIM, Universidad Mariana, San Juan de Pasto, Colombia (jchamorro@umariana.edu.com).
4 Grupo de Investigación GRIM, Universidad Mariana, San Juan de Pasto, Colombia (fgomez@umariana.edu.com).

y Portilla, 2014). Es ahí donde nuevas investigaciones en el campo de la robótica, el diseño computarizado y las técnicas de control se integran para resolver los problemas presentes en los tratamientos de rehabilitación física. Dentro de los principales usos de exoesqueletos en rehabilitación (Urrolagoitia *et al.*, 2015) se tienen:

- Almacenar información de diversas variables (posición, velocidad y fuerza) y datos provenientes del paciente, claves para optimizar los ejercicios de rehabilitación.
- Ofrecer movimientos pasivo-resistivos al paciente, buscando el fortalecimiento de la extremidad a rehabilitar.

Buscando satisfacer lo anterior, un exoesqueleto debe presentar actuadores (Quintero *et al.*, 2013) que se adapten a los requerimientos del sistema. Aunque diversos tipos de exoesqueletos usados en trabajos que demandan gran capacidad de carga, presentan actuadores de tipo neumático o hidráulico (Quintero *et al.*, 2013), en este artículo se presenta un motor DC como principal actuador. Dicho motor forma la planta a la cual se aplica el proceso de control.

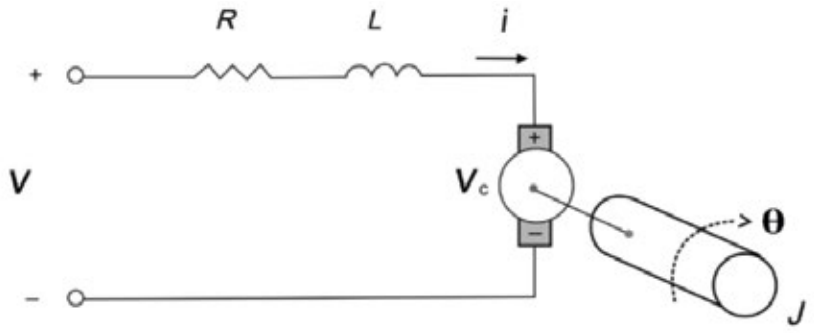
Dentro de las diversas técnicas, se ha seleccionado el control predictivo basado en modelos (MPC- Model Predictive) ya que posee la capacidad de predecir la salida del sistema y corregir el comportamiento de forma interna durante el proceso de control (Spong, 1996; Khalil y Dombre, 2002; Seraji, 1988; Aaron, 2008). Dentro de las características importantes de este controlador, se encuentra la capacidad de restringir las diferentes variables de control y optimizarlas para un mínimo de energía. En este trabajo se presenta una control predictivo en espacio de estado (MPC-SS) (Pons, 2008). Siendo el motor DC la planta a controlar, en primera instancia se obtiene el respectivo modelo matemático llevado al espacio de estado.

Modelo dinámico

En la figura 1 se observa el diagrama de un motor DC conformado por un circuito RL y un eje sometido a una carga. Teniendo en cuen-

ta el valor resistivo bajo (para un motor DC resistencia despreciable), el circuito que describe el motor presenta un comportamiento inductivo.

Figura 1
Diagrama motor DC con carga



Fuente: los autores

El comportamiento del sistema está descrito por las ecuaciones (1) y (2):

$$\dot{\omega}l = -\frac{k\theta}{Jl}\left(\theta l - \frac{\theta m}{p}\right) - \frac{Bl}{Jl}\omega l \tag{1}$$

$$\theta m = \wp - א + ב \tag{2}$$

Donde $\wp, א$ y $ב$ se definen en las ecuaciones (3), (4) y (5):

$$\wp = \frac{Kt}{Jm}\left(V - \frac{KtWm}{R}\right) \tag{3}$$

$$א = \frac{BmWm}{Jm} \tag{4}$$

$$ב = \frac{K\theta}{PJm}\left(\theta L - \frac{\theta m}{p}\right) \tag{5}$$

En las ecuaciones (3) a (5), V es el voltaje aplicado, T es el torque que actúa sobre la carga, $\omega l = \dot{\theta} l$ es la velocidad angular de la carga y $Wm = \dot{\theta} m$ es velocidad angular de eje.

La tabla 1 presenta las características del motor objeto del análisis en este artículo.

Tabla 1
Características del motor

Símbolo	Valor SI	Definición
Kθ	1 280	Rigidez de torsión
Kt	10	Constante motor
Jm	0,5	Inercia motor
Jl	50 Jm	Carga inercial
p	20	Relación engranaje
Bm	0,1	Coeficiente viscoso fricción
Bl	25	Carga viscosa fricción
R	20	Resistencia de armadura

Fuente: los autores

Las ecuaciones (6) a (9) muestran la representación en espacio de estados de las ecuaciones (1) y (2):

$$\mathbf{xp} = [\boldsymbol{\theta l}\ \mathbf{Wm}\ \boldsymbol{\theta m}\ \mathbf{wm}]^{\mathbf{t}} \tag{6}$$

$$\dot{\mathbf{x}}\mathbf{p} = \begin{bmatrix} \mathbf{0} & \mathbf{1} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ -\frac{\mathbf{k\theta}}{\mathbf{Jl}} & -\frac{\mathbf{Bl}}{\mathbf{Jl}} & \frac{\mathbf{K\theta}}{\mathbf{PJl}} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \\ \frac{\mathbf{K\theta}}{\mathbf{pJm}} & \mathbf{0} & -\frac{\mathbf{K\theta}}{\mathbf{p^2Jm}} & \frac{\mathbf{Bm + kt^2/R}}{\mathbf{Jm}} \end{bmatrix} \mathbf{xp} + \begin{bmatrix} \mathbf{0} \\ \mathbf{0} \\ \mathbf{0} \\ \frac{\dot{\mathbf{k}}\mathbf{t}}{\mathbf{RJm}} \end{bmatrix} \mathbf{v} \tag{7}$$

$$\boldsymbol{\theta l} = [\mathbf{1\ 0\ 0\ 0}]\mathbf{xp} \tag{8}$$

$$\mathbf{T} = [\mathbf{k\theta\ 0\ -k\theta\ p\ 0}\ ]\mathbf{xp} \tag{9}$$

Control predictivo con restricciones

El sistema de ecuaciones en forma discreta que define un sistema LTI en espacio de estados, son las ecuaciones (10) y (11):

$$\mathbf{Xm(x+1) = AmXm + BmU(k)} \tag{10}$$

$$\mathbf{Y(k) = CmXm(k) + DmU(k)} \tag{11}$$

Donde U(k) es la entrada o variable controlada, Y(k) es la salida de la planta, Xm es el vector de estados de dimensión Nx1.

Aplicando el operador de diferencias a ambos lados de la ecuación se tiene la ecuación (12):

$$\mathbf{Xm(k+1)\text{-}X(k) = Am\big(Xm(k)\text{-}Xm(k\text{-}1)\big) + Bm(U(k)\text{-}U(k\text{-}1))} \tag{12}$$

Reescribiendo la ecuación (12) en términos de los incrementos, se tienen las ecuaciones (13) y (14):

$$\mathbf{\Delta Xm(k+1) = \Delta Am(k) + \Delta Bm(k)} \tag{13}$$

$$\mathbf{\Delta Y\, m(k+1) = Cm\Delta Xm(k) + Y(k)} \tag{14}$$

Reemplazando ΔXm(k) se obtiene:

$$\mathbf{Y(k+1) = CmAm\Delta Xm(k) + CmBm\Delta u(k) + Y(k)} \tag{15}$$

Las ecuaciones (12) a (15) en forma matricial vectorial son:

$$\begin{bmatrix} \mathbf{\Delta Xm(k+1)} \\ \mathbf{Y\,(k+1)} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \mathbf{\Delta xm(k)0^t} \\ \mathbf{CmAm\ 1} \end{bmatrix} \begin{bmatrix} \mathbf{\Delta Xm(k)} \\ \mathbf{Y\,(k)} \end{bmatrix} + \begin{bmatrix} \mathbf{Bm} \\ \mathbf{CmBm} \end{bmatrix} \mathbf{\Delta U(k)} \tag{16}$$

$$\mathbf{Y(k) = [0m\ 1]} \begin{bmatrix} \mathbf{\Delta Xm(k)} \\ \mathbf{Y\,(k)} \end{bmatrix} \tag{17}$$

Donde 0m = [0 0 0…0] de dimensiones Nx1 y las matrices A B C D son conocidas como las matrices aumentadas, las cuales se emplean para el diseño predictivo.

Todas las predicciones son formuladas en términos de las variables de estados actuales ΔXm(k) y del futuro en movimiento de control ΔU (k + j) donde J = [1 2 3…N_c] – 1].

Función objetivo

La función objetivo para minimizar está dada por la ecuación (18):

$$\mathbf{J} = (\mathbf{R}\text{-}\mathbf{y})^{t}\mathbf{Qs}(\mathbf{R}\text{-}\mathbf{y}) + \Delta\mathbf{u}^{t}\mathbf{Q}_{\lambda}\Delta\mathbf{u} \tag{18}$$

Donde R^t = [1 1 1…1]w(k) es el vector de referencias, W(k) es la referencia actual, Qs es la matriz de ponderación de error de seguimiento y Q_λ es la matriz de ponderación del incremento de control. Para el caso de restricciones:

$$\mathbf{J} = \frac{\mathbf{1}}{\mathbf{2}}\Delta\mathbf{u}^{t}\mathbf{G}^{t}\,\Delta\mathbf{u}^{t}\,\mathbf{G} + \mathbf{Q}\boldsymbol{\lambda})\Delta\mathbf{u} + (\mathbf{Fx}(\mathbf{k})\text{-}\mathbf{R})^{t}\mathbf{Q}_{\mathbf{s}}\mathbf{G}\Delta\mathbf{u} \tag{19}$$

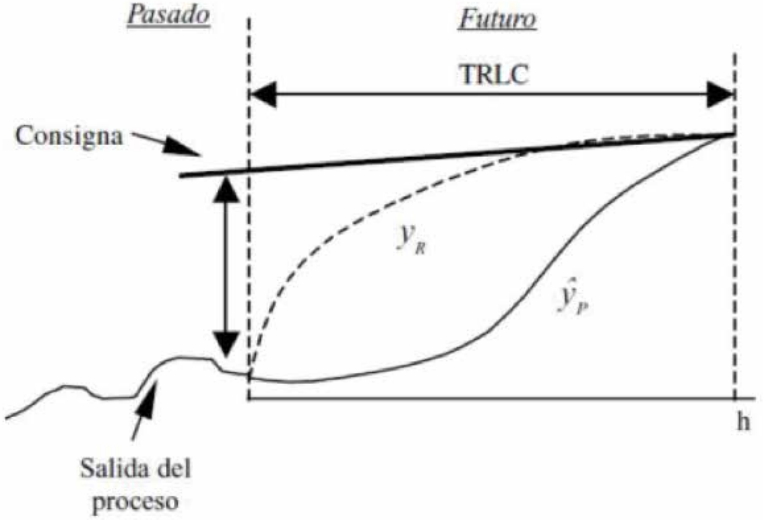
Donde se reduce a:

$$\mathbf{H} = \Delta\mathbf{u}^{t}(\mathbf{G}^{t}\,\Delta\mathbf{u}^{t}\,\mathbf{G} + \mathbf{Q}\boldsymbol{\lambda}) \tag{20}$$

$$\mathbf{F}_{\mathbf{o}}^{\mathbf{T}}(\mathbf{Fx}(\mathbf{k})\text{-}\mathbf{R})^{t} \tag{21}$$

La estrategia de control predictivo MPC se resume en la figura 2. Dada una consigna deseada definida en el horizonte finito [0,h], la predicción de la salida futura ŷp debe alcanzar la consigna futura siguiendo una trayectoria de referencia Y_r.

Figura 2
Trayectoria de referencia y estrategia de control



Fuente: los autores

El criterio de desempeño —ecuación (22)— se define como la suma cuadrática de los errores entre la predicción de la salida del proceso ŷpy la trayectoria de referencia Y_r.

$$\mathbf{D(n)} \sum_{\mathbf{j=1}}^{\mathbf{n_h}} \widehat{\mathbf{yp}} \left(\mathbf{n} + \mathbf{h_j}\right) \tag{22}$$

Donde n_h es el número total de puntos de coincidencias definidos sobre el horizonte de predicción.

El control predictivo tiene la ventaja de poder introducir un término de suavizado al sistema con el fin de minimizar el consumo de energía.

$$\mathbf{D(n)} = \sum_{\mathbf{h_j}}^{\mathbf{h_j}} \{(\mathbf{n} + \mathbf{h_j})\text{-}\mathbf{y_r}(\mathbf{n} + \mathbf{h_j})\}^2 \text{-}\boldsymbol{\lambda}\{\mathbf{u(n)}\text{-}\mathbf{u(n\text{-}1)}\}^2 \tag{23}$$

Donde u(n) es la variable de control y λ indica el coeficiente de suavizado.

Control predictivo con restricciones

El modelo matemático se hace a través de Euler Lagrange, este método se desarrolla a través de la energía cinética y potencial del sistema:

$$\frac{\mathbf{d}}{\mathbf{dt}}\left(\frac{\mathbf{dL}}{\mathbf{d\theta}}\right)\text{-}\frac{\mathbf{dL}}{\mathbf{d\theta}} + \frac{\mathbf{dD}}{\mathbf{d\theta}} = \mathbf{Tin} \tag{24}$$

Donde L, el Lagrangiano dado por:

$$\mathbf{L}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = \mathbf{K}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}})\text{-}\mathbf{U}(\boldsymbol{\theta}) \tag{25}$$

Con K = energía cinética:

$$\mathbf{K}(\boldsymbol{\theta}, \dot{\boldsymbol{\theta}}) = \frac{\mathbf{1}}{\mathbf{2}}\mathbf{mv^2} \tag{26}$$

Y con U = energía potencial:

$$\mathbf{U}(\boldsymbol{\theta}) = \mathbf{mgh} \tag{27}$$

El sistema es no conservativo, disipando la energía; esta pérdida de energía se puede modelar a través de una fricción viscosa, en la cual se puede emplear la función de disipación de Rayleigh:

$$\mathbf{D} = \frac{\mathbf{1}}{\mathbf{2}}\mathbf{BT}\dot{\boldsymbol{\theta}}^2 \tag{28}$$

El sistema es equivalente a un doble péndulo, de aquí podemos obtener las relaciones del modelado matemático.

La tabla 2 presenta las relaciones geométricas que se tienen en cuenta para el desarrollo de este artículo, mientras que la figura 3 muestra los ángulos relacionados en la extremidad inferior.

Figura 3
Modelo geométrico de extremidades inferiores

Fuente: los autores

Tabla 2
Relaciones geométricas

Relación	Equivalencia
y	$\mathbf{l\sin\theta}$
z	$\mathbf{l\cos\theta}$
ẏ	$\mathbf{\dot{\theta} l\cos\theta}$
ż	$\mathbf{\dot{\theta} l\sin\theta}$

Fuente: los autores

Análisis de energía cinética

Partiendo de:

$$\mathbf{K} = \frac{\mathbf{1}}{\mathbf{2}}\mathbf{m}\mathbf{v}^{\mathbf{2}} \tag{29}$$

Sea v^2 ecuación (30):

$$\mathbf{v}^{\mathbf{2}} = \dot{\mathbf{y}}^{\mathbf{2}} + \dot{\mathbf{z}}^{\mathbf{2}} \tag{30}$$

La energía cinética —ecuación (29)— en términos de *y* y *z*, es la ecuación (31):

$$\mathbf{K} = \frac{\mathbf{1}}{\mathbf{2}}\mathbf{m}(\dot{\mathbf{y}}^{\mathbf{2}} + \dot{\mathbf{z}}^{\mathbf{2}}) \tag{31}$$

Reemplazando ẏ y ż se obtiene:

$$\mathbf{K} = \frac{\mathbf{1}}{\mathbf{2}}\mathbf{m}((\boldsymbol{\theta}\mathbf{l}\,\mathbf{cos}(\boldsymbol{\theta}))^{\mathbf{2}} + (\boldsymbol{\theta}\mathbf{l}\,\mathbf{sin}(\boldsymbol{\theta}))^{\mathbf{2}}) \tag{32}$$

Teniendo en cuenta que:

$$\mathbf{Cos}^{\mathbf{2}}\,(\boldsymbol{\theta}) + \mathbf{Sin}^{\mathbf{2}}\,(\boldsymbol{\theta}) = \mathbf{1}, \tag{33}$$

La energía cinética se expresa de la siguiente forma:

$$\mathbf{K} = \frac{\mathbf{1}}{\mathbf{2}}\mathbf{m}\dot{\boldsymbol{\theta}}^{\mathbf{2}}\mathbf{l}^{\mathbf{2}} \tag{34}$$

Análisis de energía potencial

Partiendo de:

$$\mathbf{U} = \mathbf{mgh} \tag{35}$$

Como:

$$\mathbf{h} = \mathbf{l}\text{-}\mathbf{l}\mathbf{cos}(\boldsymbol{\theta}) \tag{36}$$

La energía potencial queda definida como:

$$\mathbf{U = mg(l - l\cos(\theta))} \tag{37}$$

Lagrangiano

$$\mathbf{L(\theta, \dot{\theta}) = \frac{1}{2} m\dot{\theta}^2 l^2 - mgl(1 - \cos(\theta))} \tag{38}$$

Ecuación Euler–Lagrange

La derivada parcial respecto a $\dot{\theta}$ de la ecuación (38) es:

$$\mathbf{\frac{d\left(L(\theta, \dot{\theta})\right)}{d\dot{\theta}} = m\dot{\theta}l^2} \tag{39}$$

Derivando con respecto al tiempo la ecuación (39), se obtiene:

$$\mathbf{\frac{d}{dt}\left(m\dot{\theta}l^2\right) = ml^2\ddot{\theta}} \tag{40}$$

La derivada parcial respecto a θ del lagrangiano —ecuación (38)— es:

$$\mathbf{\frac{d\left(L(\theta, \dot{\theta})\right)}{d\theta} = -mgl\sin(\theta)} \tag{41}$$

Finalmente, al derivar parcialmente la función disipación por fricción viscosa —ecuación (28)— respecto a $\dot{\theta}$:

$$\mathbf{\frac{d\left(\frac{1}{2}BT\dot{\theta}^2\right)}{d\theta} = BT\dot{\theta}} \tag{42}$$

El resultado final de la ecuación está dado por:

$$\mathbf{ml^2\ddot{\theta} + nV\dot{\theta} + mgl\sin(\theta) = Tin} \tag{43}$$

La ecuación (43) homologada al péndulo invertido generalizado es la ecuación (44):

$$\mathbf{T = M(\theta)\ddot{\theta} + H(\dot{\theta}) + G(\theta) + F(\theta, \dot{\theta})} \tag{44}$$

Donde θ es la variable independiente, M(θ) representa la componente del sistema, H(θ) es el parámetro de viscosidad, G(θ) es el coeficiente elástico, $F(\theta, \dot{\theta})$ es el torque generado por el músculo opuesto al que genera el movimiento y que se opone a dicha actividad.

$$\mathbf{t = ml^2\ddot{\theta} + nV\dot{\theta} + mgl\sin(\theta) + (\left(-\frac{km^2}{B1}\left[e^{\frac{-2km\theta}{B1}}\right]\right)d\sin(\theta))\,d\cos(\theta)} \tag{44}$$

Donde m es la masa de la pierna, l es la distancia desde el punto de giro al centro de gravedad del cuerpo, n es la viscosidad dinámica que existe entre el giro de la rodilla, V es el volumen del líquido sinovial, g es la gravedad, km es la rigidez del músculo opuesto al movimiento, B1 es la viscosidad del músculo opuesto al movimiento, d es la distancia entre el punto de inserción o donde se une el músculo opuesto al movimiento.

La fuerza aplicada es la ecuación (45):

$$\mathbf{T = Fdf\sin(\psi)} \tag{45}$$

Donde t es el torque generado por el músculo en cuestión, F es la fuerza necesaria para generar el movimiento, df es la distancia que existe entre el centro instantáneo de giro.

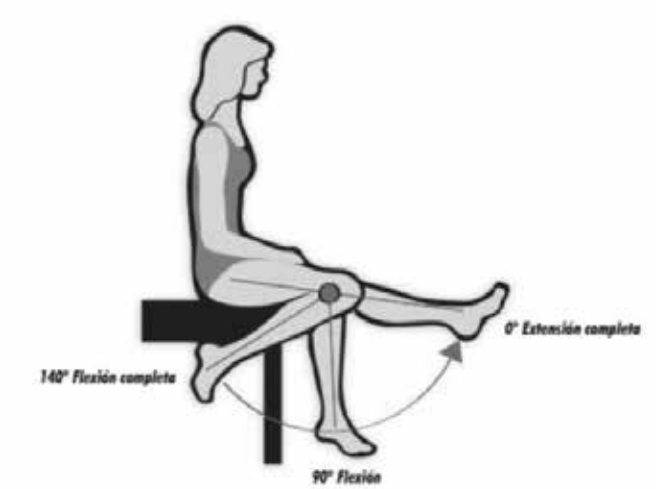
$$\mathbf{F = \frac{ml^2\ddot{\theta} + nV\dot{\theta} + mgl\sin(\theta) + (\left(-\frac{km^2}{B1}\left[e^{\frac{-2km\theta}{B1}}\right]\right)d\sin(\theta))d\cos(\theta)}{df\sin(\psi)}} \tag{46}$$

La ecuación (41) permite establecer la fuerza mínima que deben tener los actuadores para que el sistema se comporte pasivamente, además, permite establecer parámetros de diseño como materiales, tipo de actuadores y fuente de alimentación (Grosso y Tibaduiza, 2008).

Resultados y simulación

La simulación se realizó en Matlab, con diferentes ángulos de entrada, verificando los resultados de las diferentes estrategias de control, finalmente, en el controlador MPC se introduce las diferentes restricciones que simularía el ángulo máximo y mínimo de flexión y extensión de rodilla.

Figura 4
Flexión y extensión de rodilla



Fuente: https://goo.gl/tkTTor

El diseño se desarrolló en la herramienta SolidWork, basado en un esqueleto de miembro inferior apoyado en el muslo de la pierna a través de una férula que genera el soporte de rodilla. La figura 5 muestra el diseño en extensión vertical completa. La figura 6, en cambio, presenta el diseño en una posición del movimiento representado en la figura 4.

Figura 5
Diseño del prototipo

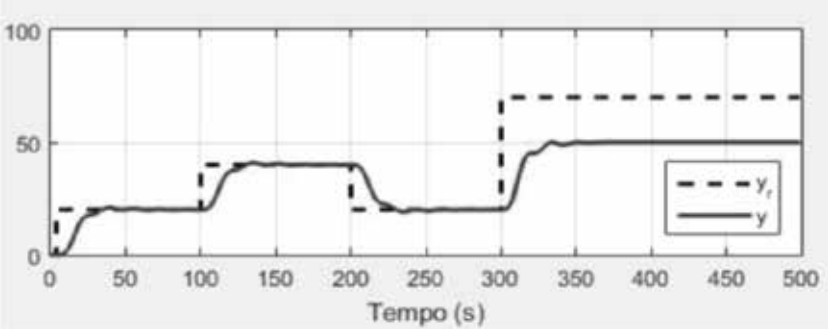
Fuente: los autores

Figura 6
Diseño del prototipo

Fuente: los autores

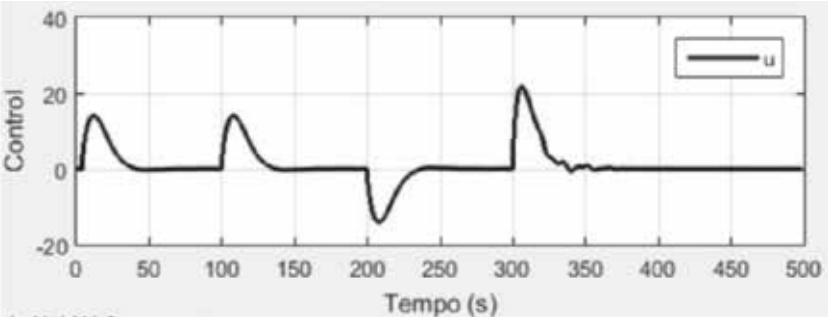
Para el primer caso de control MPC-SS se genera una secuencia de ángulos de 20, 40, 20 y 70 grados, respectivamente. Adicionalmente se toma una restricción de la salida de control de ángulo máximo de 50º y un ángulo mínimo de -50º. Las figuras 7 a la 12 presentan la respuesta del controlador ante diversos escenarios de prueba.

Figura 7
Respuesta del sistema (primer escenario de prueba)



Fuente: los autores

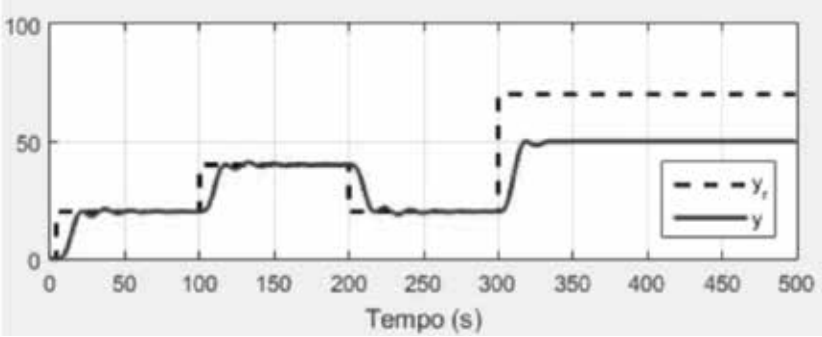
Figura 8
Señal de control (primer escenario de prueba)



Fuente: los autores

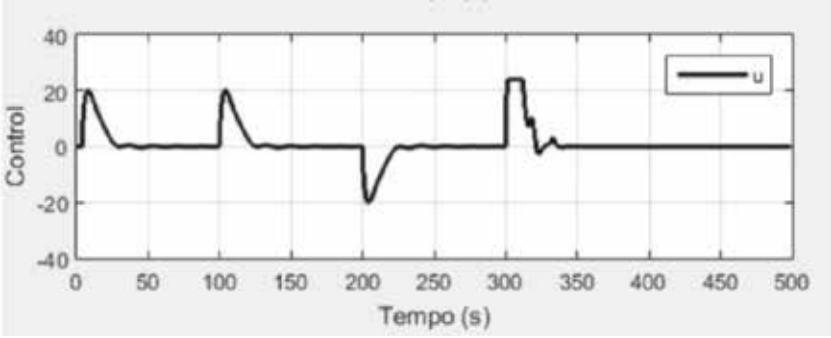
En un segundo caso de control MPC-SS, se modifica la ponderación *delta* de control a 0,005.

Figura 9
Respuesta del sistema (segundo escenario
de prueba ponderación delta = 0,005)



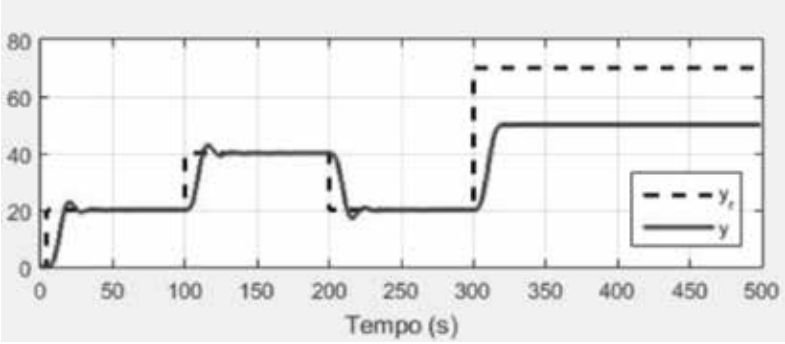
Fuente: los autores

Figura 10
Señal de control (segundo escenario
de prueba ponderación delta = 0,005)



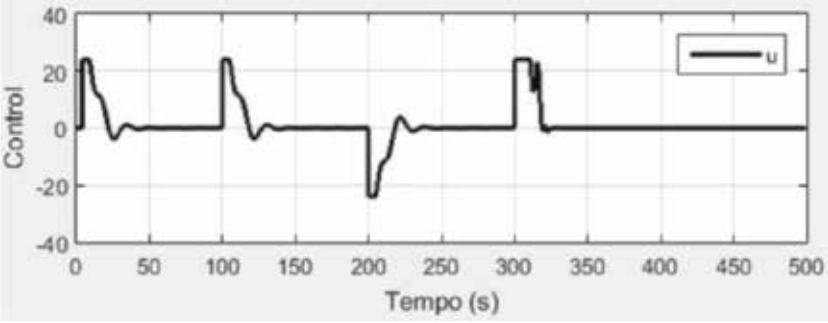
Fuente: los autores

Figura 11
Respuesta del sistema (tercer escenario
de prueba ponderación delta = 200)



Fuente: los autores

Figura 12
Señal de control (tercer escenario de prueba ponderación delta = 200)



Fuente: los autores

Después de realizar las pruebas del controlador, se procede a la etapa de simulación de los movimientos con el diseño. Esto se realiza con la herramienta SimMechanics y se muestra en las figuras 13 y 14.

Figura 13
Prototipo exportado a SimMechanics (ángulo 20 grados)

Fuente: los autores

Figura 14
Prototipo exportado a SimMechanics (ángulo -20 grados)

Fuente: los autores

Conclusiones

Aplicando control al modelo matemático obtenido, se puede observar que la respuesta del sistema sigue de forma correcta la referencia

y optimiza la salida de control para no saturar el actuador teniendo un mejor comportamiento, aunque se puede observar el costo computacional es más elevado que un control por retroalimentación de estados.

Para trabajos futuros se pretende implementar el sistema de control en un dispositivo real y la construcción del exoesqueleto.

Referencias

Aaron, M. (2008). Lower Extremity Exoskeletons and Active Orthoses Challanges. *Transactions on Robotics*, (24), 144-158.

Dufour, M. y Pillu, M. (2009). *Bioimecánica funcional*. Elsevier.

Grosso, J. M. y Tibaduiza, D. A. *Exoesqueleto biomecatrónico para asistir a la movilidad de miembro inferior*. V Colombian Workshop on Robotics and Automation, Bogotá, Colombia.

Gutiérrez, R., Niño, P. A. y Suárez, E. (2007). *Exoesqueleto mecatrónico para rehabilitacion motora*. España: Universidad Militar Nueva Granada.

Hassenkamp, A. M., Atkinson, K. y Coutts, F. (2011). *Fisioterapia en ortopedia*. AnElsevier.

Hocoma, A. G. (2010). *Lokomat functional robot gait therapy*. Conference on Cybernetics and Intelligent Systems.

Khalil, W. y Dombre, E. (2002). Modeling identification and control of robots. *Hermes Penton Science*, cap. 14, s. 14.6.

Ninño, P., Portilla, E. y Figueroa, M. (2014). *Sistema robótico para rehabilitación de marcha enfocado a niños con parálisis cerebral*. Second International Conference on Advanced Mechatronics, Design, and Manufacturing Technology, (pp. 1-6).

Pons, J. L. (2008). *Werable Robots: Biomechatronic Exoskeletons*. Wiley.

Quintero, V., Velasco, N. y Oliveros, E. (junio, 2013). Selección de actuadores y sensores para el tobillo y la rodilla de Emi-Umng. *Ciencia e Ingeniería Neogranadina*, 61-75.

Seraji, H. (1988). Adaptive Independent joint control of manipulators: Theory. *International Conference on Robotics and Autmation*.

Spong, M. (1996). Motion control of robot manipulator. En W. Levine (ed.), *Handbook Control*. CRC Press, (pp. 1339-1350).

Tristancho, J. A., Vargas, L. F. y Contreras, L. E. (2012). Análisis biomecánico de marcha humana a través de técnicas de modelaje. *Entre Ciencia e Ingeniería*, *6*(12), 29-35.

Urrolagoitia, G., Romero, B., Torres, C., Aguilar, L. y Ayala, J. (junio, 2015). Diseño mecánico de un exoesqueleto para rehabilitación de miembro superior. *Diseño Mecánico*, *17*, 79-90.

Yang, X., Gu, W., Yang, Z. y Gui, Y. (2008). *Simulation research of exoskeleton suit based on neural network sensitivity amplification control.* Naval Aeronautical University.

Implementación de un sistema de control para rehabilitador pasivo de dedos de la mano

Washington Mosquera[1]
Pablo Benavides[2]
David Ojeda[3]
Diego Ortiz[4]
y Diego Peluffo[5]

Resumen
Mediante este documento se hace referencia a un proyecto de investigación en el área médica y fisioterapéutica, enmarcado en tratamientos para recuperar la movilidad funcional de los dedos de la mano a causa de traumatismo ocasionados en accidentes de tránsito, de trabajo o problemas neurológicos y congénitos. El diseño de este rehabilitador pasivo involucra utilizar un software adecuado, tanto para la simulación del prototipo como para el sistema de control, que se tendrá a partir de procesos fisioterapéuticos ya establecidos. Estos procesos permitirán la rehabilitación de los dedos de mano. Se hace uso de nuevas tecnologías para la construcción y control del dispositivo, tomando en cuenta las condiciones ambientales y hospitalarias; de esta manera la persona afectada puede volver a desempeñar sus funciones cotidianas, mejorando su calidad de vida.

Introducción

La práctica de una disciplina deportiva de alto impacto o algún accidente pueden ocasionar una lesión en los dedos de la mano. La aplicación de terapias rehabilitantes a nivel de dedos es muy común en los centros de rehabilitación. Este proyecto presenta el diseño y desarrollo de un rehabilitador para los dedos de la mano derecha, el cual se basa en

1 Docente investigador, Universidad técnica del Norte (wgmosquera@utn.edu.ec).
2 Docente investigador, Universidad técnica del Norte (pabenavides@utn.edu.ec).
3 Docente investigador, Universidad técnica del Norte (dojeda@utn.edu.ec).
4 Docente investigador, Universidad técnica del Norte (dlortiz@utn.edu.ec).
5 Docente investigador, Universidad técnica del Norte (dhpeluffo@utn.edu.ec).

el concepto de desarrollar un sistema portable de cuatro grados de libertad (GDL), con una interfaz háptica (Lelieveld *et al.*, 2006). De la misma manera, Wang (*et al.*, 2009) presenta un sistema similar de rehabilitación para dedos, el cual puede generar movimientos de flexión y extensión.

El tiempo de recuperación de un paciente con dificultades de movimiento en su mano se verá altamente reducido gracias a la implementación de este dispositivo, por medio de la terapia que se realizará de forma autónoma, constante y confiable, bajo la supervisión de un especialista en fisioterapia.

La implementación de este dispositivo rehabilitador pasivo de dedos de la mano ayudará a la reducción del tiempo de recuperación del paciente debido a que la terapia se realizará de forma autónoma, constante y confiable, bajo la supervisión de un especialista en fisioterapia, por tanto, los centros de rehabilitación integral podrán brindar una mejor atención a sus pacientes (Enríquez *et al.*, 2014).

El dispositivo servirá como una órtesis pasiva, para la rehabilitación de los dedos de la mano en un alto porcentaje, limitado por el tipo de lesión, tiempo de rehabilitación y empeño en el tratamiento, en los pacientes que así lo necesiten para que puedan nuevamente desempeñar sus funciones cotidianas (CONADIS, 2015), y así mejorar su calidad de vida.

Partes y componentes del rehabilitador pasivo de dedos de la mano

Componente mecánico

Es un mecanismo de eslabones ubicados en similitud a una mano humana de acuerdo al estudio de sus características antropométricas y medidas promedio, como puede apreciarse en la figura 1.

Figura 1
Impresión 3D del mecanismo del meñique
en material PLA (poliácido láctico)

Fuente: los autores

Componente neumático

Son los cilindros neumáticos de doble efecto, diseñados a medida, para lograr los movimientos del mecanismo, como ilustra la figura 2.

Figura 2
Diseño prelimidar del actuador neumático

Fuente: los autores

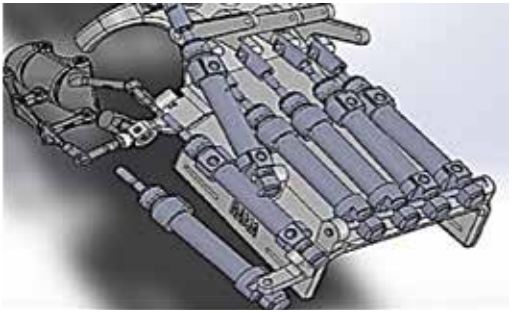
Se instala siete micro-actuadores neumáticos de doble efecto en una base colocada en el antebrazo del rehabilitador, como ilustran las figuras 3 y 4, con el objetivo de conservar las medidas promedio de los

dedos de la mano y realizar el movimiento para el accionamiento del mecanismo que hace la rehabilitación. Dichos actuadores son diseñados bajo especificaciones técnicas de tamaño, peso, volumen potencia, control, precisión y mantenimiento, para que sean afines al rehabilitador.

Figura 3
Válvulas neumáticas

Fuente: los autores

Figura 4
Posicionamiento de los cilindros neumáticos
de doble efecto sobre la base del rehabilitador



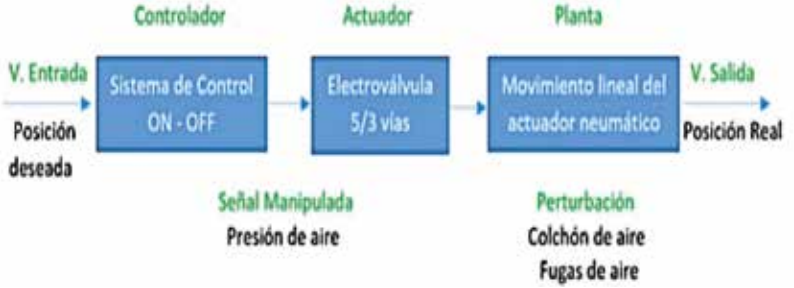
Fuente: los autores

Componente de control

El dispositivo cuenta con un mecanismo electro-neumático, basado para su funcionamiento, el cual provee de los movimientos adecuados según su programación y el ejercicio de rehabilitación prescrito por el profesional de medicina tratante, de acuerdo con la figura 5 y la ecuación (1). La estructura está conformada por:

- Válvulas electro neumáticas 5/3
- Cilindros doble efecto
- Controlador eléctrico
- Unidad de mantenimiento neumático
- Software de control LabView

Figura 5
Diagrama de bloques del sistema de control en lazo abierto



Fuente: los autores

Considerando:

A1 = área del embolo = 0,113 [$m2$]
M = masa externa aplicada = 1,01 N
b = coeficiente de fricción viscosa = 0,3 N*s / m

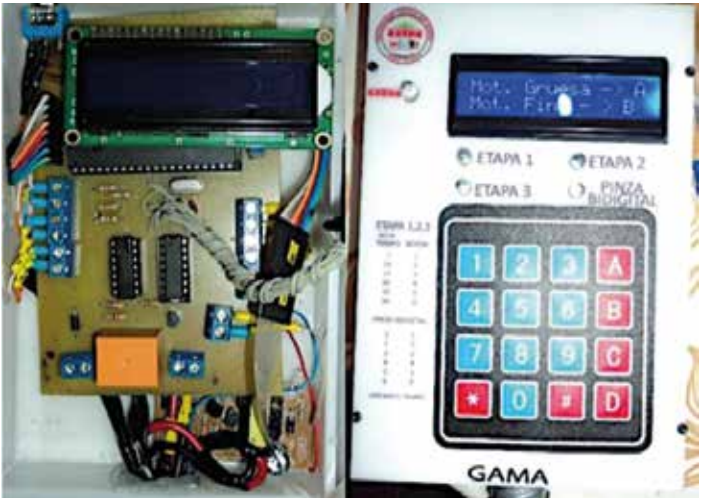
Se obtiene la siguiente ecuación (1):

$$\frac{Y(s)}{P(s)} = \frac{0.113}{1.01(s^2 + 0.3 + s)}$$

$$\frac{Y(s)}{P(s)} = \frac{0.113}{1.01s^2 + 0.303 + 1.01s} \quad (1)$$

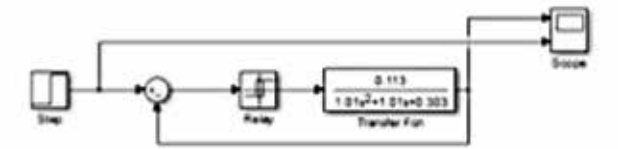
El control del dispositivo implementado puede apreciarse en la figura 6, cuyo diagrama de control está detallado en la figura 7 y finalmente se puede apreciar sus estados de respuesta en las figuras 8 y 9.

Figura 6
Tablero de mando implementado



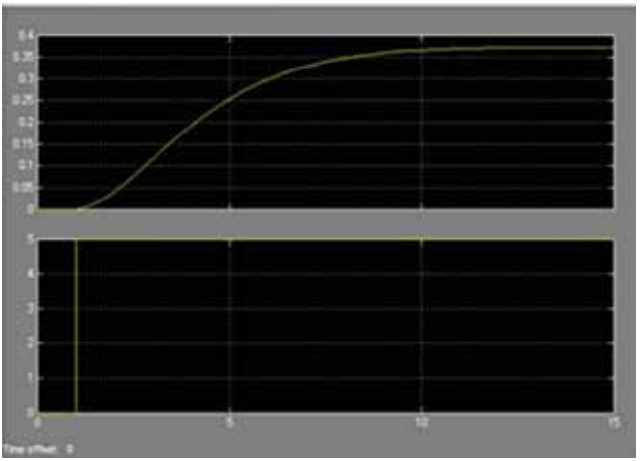
Fuente: los autores

Figura 7
Diagrama de bloques del controlador



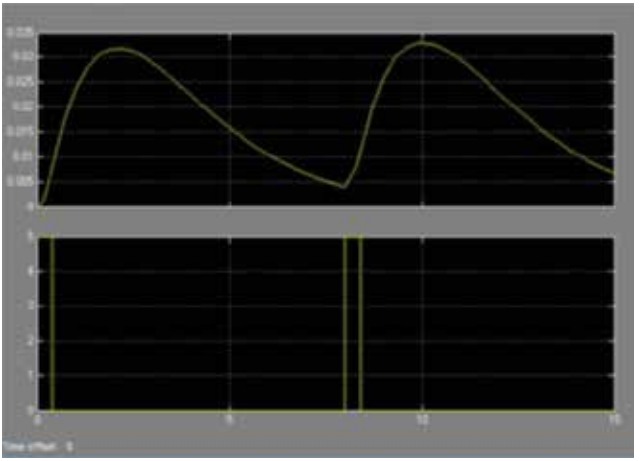
Fuente: los autores

Figura 8
Respuesta del controlador en lazo abierto 1 pulso



Fuente: los autores

Figura 9
Respuesta del controlador en lazo abierto



Fuente: los autores

Componente de software

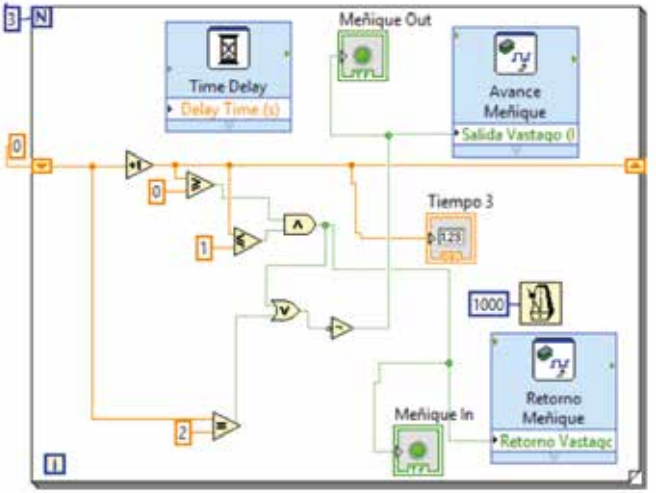
LabView es un entorno de programación destinado al desarrollo de aplicaciones, similar a los sistemas de desarrollo comerciales que utilizan C o Basic. Sin embargo, LabView se diferencia de dichos programas porque estos lenguajes de programación se basan en líneas de texto para crear el código fuente del programa, mientras que LabView emplea la programación gráfica o "lenguaje G" para crear programas basados en diagramas de bloques. Su aplicación se aprecia en la figura 10.

LabView tiene su mayor aplicación en sistemas de medición, como monitoreo de procesos y aplicaciones de control, un ejemplo de esto pueden ser sistemas de monitoreo en transportación, laboratorios para clases en universidades y procesos de control industrial. LabView es muy utilizado en procesamiento digital de señales (Wavelets, FFT, Total Distorsion Harmonic TDH), procesamiento en tiempo real de aplicaciones biomédicas, manipulación de imágenes y audio, automatización, diseño de filtros digitales, generación de señales, entre otras, etc.

El diseño gráfico de sistemas es un enfoque moderno para diseñar, generar prototipos y desplegar sistemas embebidos. Combina la programación gráfica abierta con hardware para simplificar drásticamente el desarrollo. LabView brinda la flexibilidad de un potente lenguaje de programación sin la complejidad de los entornos de desarrollo tradicionales (National Instruments, 2016). Por el contrario, sus beneficios son:

- Fácil de aprender y usar
- Funcionalidad completa
- Capacidades de E/S integradas

Figura 10
Control dedo meñique en el VI de LabView



Fuente: los autores

MyRio es un dispositivo de diseño embebido para estudiantes, con los siguientes beneficios:

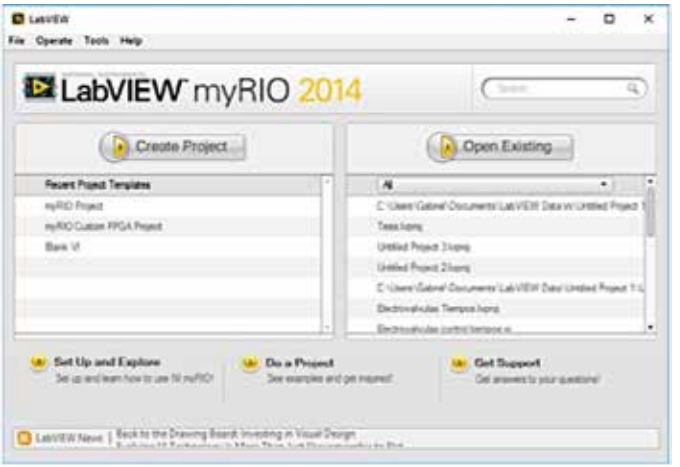
- Rentable para enseñar e implementar múltiples conceptos de diseño con un dispositivo.
- 10 entradas analógicas, 6 salidas analógicas, 40 líneas E/S digital.
- Inalámbricos, LED, *push-button*, acelerómetro interno.
- Xilinx FPGA y procesador dual-core ARM Cortex-A9.
- Programable con LabView o C y adaptable para diferentes niveles de programación.

En la figura 10 se puede apreciar el control del dedo meñique implementado en el LabView, el cual interactúa con el dispositivo MyRio de la figura 11, por medio de la interface detallada en la figura 12.

Figura 11
MyRio

Fuente: los autores

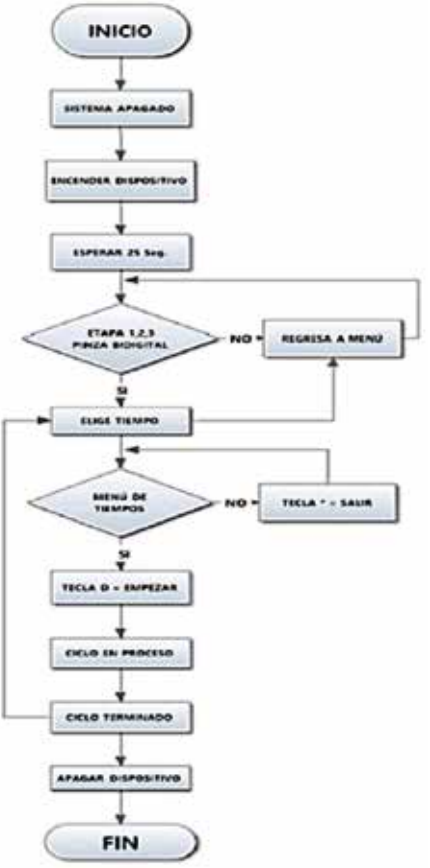
Figura 12
Pantalla principal MyRio 2014



Fuente: los autores

En la figura 13 se puede apreciar el diagrama de flujo correspondiente al control del dispositivo, en sus diferentes etapas de rehabilitación, que están especificadas de acuerdo a los requerimientos del paciente y por ende de rehabilitación. El conjunto completo del dispositivo diseñado se puede apreciar en la figura 14.

Figura 13
Diagrama de flujo



Fuente: los autores

Figura 14
Conjunto completo del rehabilitador pasivo de dedos de la mano

Fuente: los autores

Los datos antropométricos utilizados para el desarrollo de este dispositivo pueden apreciarse en la tabla 1.

Tabla 1
Datos antropométricos

Promedio de los dedos de la mano (mm)							
Meñique	Proximal	Largo	18,54	**Anular**	Proximal	Largo	22,85
		Ancho	16,50			Ancho	18,61
		Espesor	15,38			Espesor	17,66
	Medial	Largo	15,54		Medial	Largo	24,54
		Ancho	13,94			Ancho	15,34
		Espesor	13,16			Espesor	14,29
	Distal	Largo	22,48		Distal	Largo	24,81
		Ancho	12,44			Ancho	14,06
		Espesor	11,25			Espesor	12,69
Medio	Proximal	Largo	25,56	**Índice**	Proximal	Largo	23,34
		Ancho	18,88			Ancho	19,54
		Espesor	19,01			Espesor	18,65
	Medial	Largo	24,99		Medial	Largo	21,56
		Ancho	16,55			Ancho	16,45
		Espesor	15,55			Espesor	15,67
	Distal	Largo	25,16		Distal	Largo	24,53
		Ancho	15,11			Ancho	14,78
		Espesor	13,41			Espesor	13,00
Pulgar	Proximal	Largo	33,01				
		Ancho	20,05				
		Espesor	19,00				
	Distal	Largo	31,09				
		Ancho	19,11				
		Espesor	15,51				

Promedio de la palma de la mano (mm)		Promedio de muñeca y antebrazo (mm)	
Largo	100,07	Ancho muñeca	58,64
Ancho con pulgar	95,55	Espesor muñeca	42,46
Ancho sin pulgar	81,50	Ancho antebrazo	66,95
Espesor lado pulgar	40,71	Espesor antebrazo	64,72
Espesor lado opuesto pulgar	29,84		

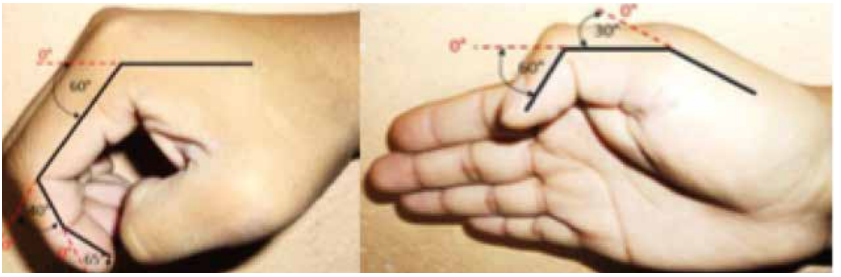
Fuente: los autores

Los ángulos máximos para el movimiento de flexión del dedo meñique, anular, medio, índice y pulgar pueden apreciarse en la tabla 2.

Tabla 2
Ángulos máximos para el movimiento

Dedo	Movimiento	Ángulo máx. de flexión	Ángulo determinado por estapa de rehabilitación		
			Inicial	Media	Total
Índice, anular, medio y meñique	MTC	90º	20º	40º	60º
	IFP	100º	15º	25º	40º
	IFD	90º	25º	45º	65º
Pulgar	MTC	50º	10º	20º	30º
	ID	80º	20º	40º	60º

Fuente: los autores



Análisis de resultados

Realizadas las primeras pruebas de los cilindros neumáticos con el sistema de control (Iza, 2016), se obtuvo una inestabilidad en todos los cilindros teniendo como resultado un arranque completamente brusco que afecta el funcionamiento del dispositivo rehabilitador (Iza, 2016). Estas pruebas fueron necesarias para poder corregir y establecer una estabilidad en todo el sistema. El dispositivo posee un control estable con un arranque de los cilindros neumáticos muy suave y apropiado para rehabilitación.

Para futuras investigaciones se puede implementar un sistema de control en ciclo cerrado con señales electromiográficas, para obtener un dispositivo rehabilitador activo.

Referencias

CONADIS. (abril, 2015). *Información estadística de personas con discapacidad.* Quito: Vicepresidencia de la República del Ecuador.

Enríquez, S. C., Narváez, Y., Vivas, O. A., Diez, J., Badesa, F., Sabater, J. y García, N. (2014). *Sistema róbótico de tipo exoesqueleto para rehabilitación de la mano.* XXXV Jornadas de Automática, Valencia.

Iza, P. (2016). *Diseño e implementación del sistema de control de un rehabilitador pasivo de dedos de la mano.* Recuperado de http://repositorio.utn.edu.ec/handle/123456789/5605

Lelieveld, M. J., Maeno, T. y Tomiyama, T. (2006). *Desing and development of two concepts for a 4 dof portable haptic interface with active and passive multi-point force feedback for the index finger.* IDETC/CIE ASME International Design Engineering Technical Conferences & Computers and Information in Engineering Conference, (pp. 1-10).

Loli Méndez, J. L. (2012). *Modelación y simulación de un actuador hidráulico para un simulador de marcha normal.* Lima: PUCP.

Lopategui, E. C. (2012). *Ejercicios terapéuticos: movilidad articular y flexibilidad.* s/e.

National Instruments. (2016). *¿Por qué usar LabView?* Recuperado de http://www.ni.com/academic/why_labview/esa/

Pandian Shunmugham, R. T. F. (2002). Pressure observer-controller design for pneumatic cylinder actuators. *Transactions on Mechatronics*, *7*, 490-499.

Peña, E., Ticó, N., López, J., Abenoza, M. y Romero, G. (2013). Exoesqueleto para mano discapacitada con movimiento y sensibilidad, pero sin fuerza. *Ortopedia Técnica.* Recuperado de https://upcommons.upc.edu/bitstream/handle/2117/17562/TRABAJO_OT .pdf?sequence=1

Peña Pitarch, E., Ticó Falguera, N., López Martínez, J., Abenoza Guardiola, M. y Romero Cullerés, G. (2013). *Exoesqueleto para mano discapacitada con movimiento y sensibilidad, pero sin fuerza.* Manresa.

Wang, J., Li, J., Zhang, Y. y Wang, S. (2009). *Design of an exoskeleton for index finger rehabilitation.* 31st Annual International Conference of the EMBS, (pp. 5957-5960).

Diseño de un rehabilitador para muñeca

Gissela Toapanta[1]
Pablo Benavides[2]
y Washington Mosquera[3]

Resumen
En el presente proyecto comprende el diseño e implementación de un dispositivo para rehabilitación pasiva de muñeca con tres grados de libertad: flexión-extensión, abducción-aducción de la muñeca y pronación-supinación de antebrazo. La investigación es desarrollada a partir del estudio de la biomecánica de la muñeca, su antropometría y cinemática. Además de conseguir un diseño conceptual del dispositivo mediante el estudio de dispositivos rehabilitadores de mano y muñeca existentes, mediante el diseño conceptual se obtiene una combinación de componentes que conforman el diseño final del dispositivo y una variedad de sistemas que se encuentran trabajando en conjunto para alcanzar los objetivos propuestos. Finalmente, para lograr la interacción del usuario con el dispositivo, se elabora una aplicación Android que permite una fácil operación del mecanismo mediante un dispositivo móvil, que dará lugar a la ejecución de los movimientos de la muñeca.

Introducción

La rehabilitación es un proceso terapéutico que puede ayudar a las personas que han perdido o disminuido movilidad en su cuerpo, a mejorar su condición médica, psicológica y social logrando en muchos casos prevenir discapacidades permanentes (Hernández, 2017).

En los últimos años se ha buscado adentrarse en el estudio del cuerpo humano a nivel de ingeniería, dicha práctica es conocida como

1 Carrera de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (geoapanta@utn.edu.ec).
2 Carrera de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (pabenavides@utn.edu.ec).
3 Carrera de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Técnica del Norte, Ibarra, Ecuador (wgmosquera@utn.edu.ec).

biomédica, la cual busca diseñar y construir dispositivos semiautomáticos que logren ejecutar los movimientos del ser humano y ayuden a los fisioterapeutas a reducir su desgaste físico cuando realizan sus labores de terapia asistida.

Se desarrolla un robot de ejercicio terapéutico para la rehabilitación de muñeca y antebrazo que lleva a cabo la asistencia activa, pasiva, entre otros, con 3 grados de libertad y que utiliza un esquema de control individual de posición y fuerza, además de una interfaz de usuario gráfica (GUI). Wrist Gimbal 3 DOF Rehabilitation Robot es un exoesqueleto de muñeca y antebrazo que realiza ejercicios activos y pasivos, usa una interfaz en PC para visualizar los movimientos del dispositivo en los diferentes ejes cartesianos y es capaz de grabar y reproducir las trayectorias de movimiento previamente dados por el operador (Mosquera-Toapanta, 2016). IIT-Wrist Robot es un dispositivo rehabilitador de 3 grados de libertad: abducción-aducción, pronación-supinación y movimiento circundante, los ejercicios son activos y pasivos, tiene implementado un protocolo de entrenamiento de auto-adaptación con el fin de facilitar la aparición de la suavidad en los patrones de control de motor y maximizar la recuperación del rango de movimiento El dispositivo de rehabilitación robótica, es un robot de rehabilitación inteligente, logra la rehabilitación del paciente que ha sufrido un accidente cerebrovascular, tiene la capacidad de diagnóstico incluyendo información sobre las articulaciones afectadas, satisface la necesidad de la terapia en las extremidades con insuficiencia a través de un enfoque de rehabilitación de varios pasos integrados: el diagnóstico neuromuscular y alteraciones biomecánicas en las funciones de la muñeca, la realización de la terapia física, incluyendo ejercicios de movimiento de estiramiento pasivo y voluntarias, los motores y los ejes de rotación de las articulaciones trabajan a una velocidad variable, se evalúan los resultados cuantitativamente, es para uso de los médicos y los pacientes, ya sea en el hogar o en una clínica (Mosquera-Toapanta, 2016).

La presente investigación pretende recolectar información de trabajos anteriores para crear un nuevo diseño de un dispositivo rehabilitador que logre reducir costos de elaboración y pueda ser accionado mediante un dispositivo móvil, facilitando la interacción entre el dispositivo y el paciente, además de permitir guardar información en una base de datos acerca de las rutinas de ejercicios realizados por cada paciente que utilice el dispositivo. Las características del dispositivo rehabilitador son:

- Se utiliza para la rehabilitación de muñeca y antebrazo.
- Se utiliza específicamente para ejercicios pasivos.
- Tiene tres grados de libertad.
- Utiliza un sistema de control simple con retroalimentación para posicionamiento inicial.
- Se acciona por medio de una aplicación móvil.
- Es posible obtener y almacenar información del paciente y de la sesión de rehabilitación.

Marco teórico

Tipos de movimientos de la muñeca y antebrazo

La articulación de la muñeca posee dos grados de libertad, se le añade un tercer grado de libertad en el que interviene el antebrazo, estos movimientos son: movimiento de pronación-supinación para el antebrazo, desviación radial-desviación cubital y flexión-extensión para la muñeca. Estos movimientos se observan en la figura 1.

Rango de movimientos

El rango de movimiento es la abertura angular que pueden alcanzar la articulación sin sufrir daño alguno, estos valores varían dependiendo de la posición de la mano, en este caso se referencian los datos

a partir de una posición neutra. Estos movimientos tienen diferentes límites de acuerdo con el tipo de movimiento. En la tabla 1 se muestra una comparación entre el rango de movimiento de una persona sana y el rango de movimiento del dispositivo rehabilitador.

Figura 1
Tipos de movimientos

Fuente: los autores

Tabla 1
Rango de movimientos de una persona sana

Tipo de movimiento	Rango de movimiento
Flexión	90º
Extensión	80º
Desviación radial	15º
Desviación cubital	30º- 45º
Pronación	85º
Supinación	90º

Fuente: los autores

Medidas antropométricas del miembro superior

Las dimensiones de las manos tienen una gran importancia para el diseño de dispositivos y/o elección de herramientas, instrumentos, mandos, etc., estas dimensiones y proporciones son muy diferentes de una persona a otra. En la tabla 2 observamos las diferentes dimensiones de la mano de los trabajadores administrativos de la Universidad Tecnológica Equinoccial, las mismas que fueron comparadas con los percentiles de la Norma DIN 33.402 Segunda Parte. Se pudo verificar que entre el 15% y 20% de las personas tuvieron dimensiones inferiores al percentil 5 en todas las mediciones, exceptuando al ancho de la mano en la que el 50% de la población tuvo medidas inferiores al percentil 5 de la norma citada (Mosquera-Toapanta, 2016).

Tabla 2
Dimensiones de las manos en trabajadores administrativos de la UTE

Dimensión (cm)	Lado	Hombres			Mujeres		
		Promedio	Valor máximo	Valor mínimo	Promedio	Valor máximo	Valor mínimo
Longitud de la mano	Derecha	18,16	22	15,5	16,71	18	15
	Izquierda	18,12	20,2	15,8	16,66	18,12	14,8
Longitud de la palma	Derecha	10,53	10,53	8,7	9,51	10,62	7,72
	Izquierda	10,47	10,47	8,92	9,49	10,5	7,67
Ancho de la mano incluyendo el pulgar	Derecha	9,6	9,6	6,35	8,31	10,12	6,32
	Izquierda	9,62	9,62	6,6	8,33	10,3	6,5
Ancho de la palma excluyendo el pulgar	Derecha	8,7	8,7	7,3	8,07	10,1	6,82
	Izquierda	8,71	8,71	7,28	7,92	9,72	6,72
Perímetro de la mano	Derecha	21,07	21,07	16,3	18,62	21	16
	Izquierda	20,68	20,68	16,5	18,31	20,5	15,8
Perímetro de la muñeca	Derecha	17,16	17,16	14,5	15,76	18,5	13,5
	Izquierda	16,92	16,92	14,2	15,71	18,3	13,7

Fuente: los autores

Metodología

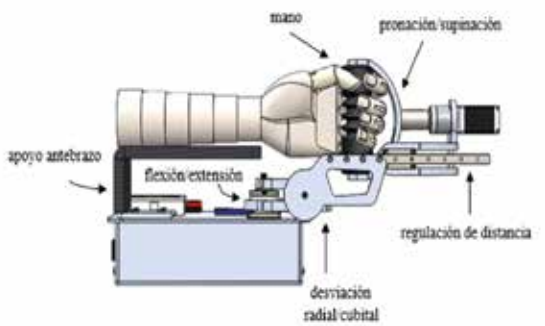
Requisitos de diseño

El desarrollo del dispositivo rehabilitador parte del estudio de la cinemática de la articulación y la antropometría para determinar requerimientos de diseño y ergonomía, es así que se definen los grados de libertad de la muñeca y su rango de movimiento, como indica la figura 1. Adicionalmente se establece el tamaño y masa corporal de mano, muñeca y antebrazo como datos para el diseño del rehabilitador.

Diseño mecánico

Los antecedentes de la investigación y el estudio de la biomecánica de la muñeca, ayudaron a definir los requisitos y parámetros de diseño, para llegar a establecer un concepto de diseño del rehabilitador y proponer varias soluciones. Las propuestas de diseño fueron tres, de las que se logró la selección de una de ellas por medio de la elaboración de una matriz de selección. En la figura 2 se muestra el resultado final del dispositivo rehabilitador elaborado en un software de diseño CAD 3D.

Figura 2
Vista lateral del dispositivo rehabilitador de muñeca (modelo CAD)



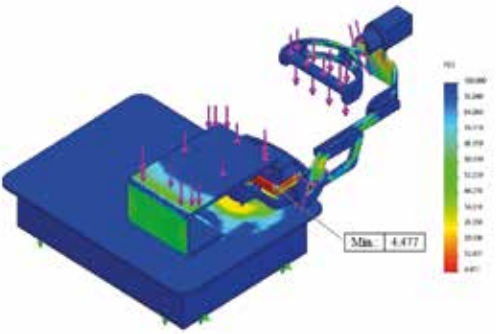
Fuente: los autores

Simulación del diseño mecánico

Con la elaboración del diseño del dispositivo se procede a su validación usando la técnica de simulación por computador —muy usada en la ingeniería— llamada "análisis de elementos finitos". La técnica permite obtener una solución aproximada de cómo se comportaría el modelo real. Previo al desarrollo del análisis es importante definir el material del dispositivo, las cargas que actúan en él y el valor de torques, previamente calculados en los diagramas de cuerpo libre que se elaboraron.

Para la selección del material fue necesario establecer criterios mecánicos y limitar la gama de materiales no corrosivos que pueden usarse en la fabricación de equipos médicos según normas regulatorias. En la figura 3 podemos observar la simulación del dispositivo y el valor numérico del factor de seguridad mínimo que es 4,47 en un punto crítico de la estructura.

Figura 3
Factor de seguridad mínimo del dispositivo



Fuente: los autores

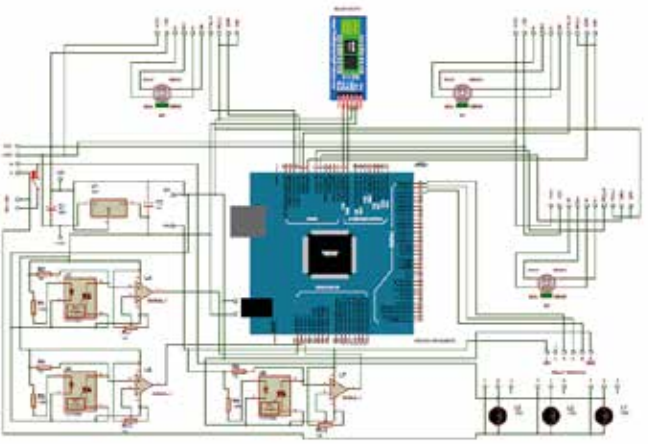
Sistema electrónico

El sistema electrónico y de control con el que cuenta el dispositivo de rehabilitación es la consecuencia de los requerimientos anteriormente planteados. En esta sección es importante la correcta selección de elemen-

tos motrices, pues cumplen la función principal del rehabilitador que es simular los movimientos anatómicos de la muñeca de una persona.

El uso de la tecnología de micro-controladores permitirá que el dispositivo realice diferentes acciones mediante líneas de programación y conexiones alámbricas a diferentes elementos electrónicos como actuadores, sensores e indicadores, con los que contará el dispositivo.

Figura 4
Sistema eléctrico



Fuente: los autores

Interfaz de usuario (aplicación móvil)

Para lograr la fácil interacción entre el dispositivo rehabilitador y el paciente se elaboró una interfaz gráfica, en este caso es una aplicación Android que enviará órdenes al dispositivo mediante conexión inalámbrica Bluetooth. La aplicación puede ser usada en cualquier dispositivo móvil compatible con el sistema operativo Android. En la figura 5 se indican las variables que pueden ser configuradas en la aplicación antes de iniciar la rehabilitación pasiva.

Figura 5
Pantalla inicial de la aplicación del dispositivo móvil

Fuente: los autores

Resultados

El rango de movimiento para cada grado de libertad que se consiguió en el dispositivo se puede observar en la tabla 3.

Tabla 3
Rango de movimientos del dispositivo rehabilitador

Tipo de movimiento	Rango de movimientos del dispositivo rehabilitador
Flexión	80º
Extensión	80º
Desviación radial	15º
Desviación cubital	35º
Pronación	80º
Supinación	80º

Fuente: los autores

Se obtuvo un dispositivo rehabilitador que realiza movimientos pasivos en los tres ejes cartesianos. En la tabla 4 se pueden observar los movimientos que se lograron con el prototipo, el cual es accionado por un dispositivo móvil mediante el uso de una aplicación que envía una señal de accionamiento a los elementos motrices vía Bluetooth. Los tres grados de libertad del dispositivo se dividieron en seis movimientos de rotación, partiendo de la posición neutra de la mano. La ejecución del movimiento es de uno a la vez y puede ser configurado en velocidad, ángulo y número de repeticiones, con lo que se consigue que el fisioterapeuta cree rutinas de ejercicios.

Tabla 4
Movimientos y rango de movimientos del dispositivo rehabilitador

Flexión, puño cerrado 80º	Aducción (referencia, 3er metacarpiano) 35º
Extensión, puño cerrado 80º	Abducción (referencia, 3er metacarpiano) 15º
Pronación 80º	Supinación 80º

Fuente: los autores

El rehabilitador fue probado en personas sanas de diferente tamaño y peso, mediante este acontecimiento se pudo observar que es un dispositivo totalmente adaptable, los movimientos que ejecuta el rehabilitador son suaves y a bajas revoluciones las cuales están en una escala

de 1 a 5, donde 1 es baja velocidad y 5 alta velocidad; además, los rangos de movimientos están dentro de los límites físicos del paciente.

Conclusiones

En este trabajo se desarrolló la construcción de un dispositivo de rehabilitación pasiva con tres grados de libertad capaz de registrar y ejecutar rutinas de rehabilitación para la articulación de la muñeca mediante el uso de un dispositivo móvil.

El proyecto realizado muestra que la terapia asistida por un dispositivo rehabilitador aumenta el interés en la rehabilitación por parte del paciente. El rehabilitador cumple con su función principal de simular los movimientos naturales de la articulación y es ajustable para diferentes antropometrías de miembro superior en personas adultas. El personal del área de terapia física de la UTN se encontró satisfecho con el funcionamiento del dispositivo y propuso mejorar el sistema de sujeción de antebrazo en los movimientos de flexión-extensión y abducción-aducción.

Referencias

Akdemir, N. y Akkas, Y. (2006). Rehabilitation and nursing. *Journal of Nursing College*, 82-91.

Andrade, S. (19 de septiembre de 2013). Las medidas antropométricas de la mano influyen en la presencia de sintomatología propia del síndrome del túnel carpiano en los trabajadores del área administrativa de una universidad de Quito, en el primer trimestre del año 2013. Recuperado de www.dspace.uce.edu.ec/handle/25000/2589

Atlihan, M., Akdogan. E. y Arslan, M. (2014). *Development of a therapeutic exercise robot for wrist and forearm rehabilitation.* 19th International Conference on Methods and Models in Automation and Robotics, Polonia, (vol. 1, pp. 51-57).

Kapandji, A. (2006). *Fisiología articular: esquemas comentados de mecánica humana.* Madrid: Médica Panamericana.

Li-Qun, Z., Hyung-Soon, P. y Yupeng, R. (2010). Patente us20100016766a1. EE. UU.

Martínez, J., Ng, P., Lu, S., Campagna, M. y Celik, O. (2013). *Design of wrist gimbal: a forearm and wrist exoskeleton for stroke rehabilitation.* International Conference on Rehabilitation Robotics, (pp. 1-5).

Masia, L., Casadio, M., Giannoni, P., Sandini G. y Morasso, P. (7 de diciembre de 2009). Performance adaptive training control strategy for recovering wrist movements in stroke patients: a preliminary, feasibility study. *Diario de Neuroingeniería y Rehabilitación*, 1-11.

Mosquera, G. y Toapanta, G., (2016). *Dispositivo mecatrónico para rehabilitación pasiva de muñeca.* Universidad Técnica del Norte. Ecuador. Recuperado de http://repositorio.utn.edu.ec/bitstream/123456789/7163/2/ART%C3%8DCULO.pdf

Análisis de morfología y distribución de presiones de la huella plantar para el diseño de calzado en pacientes con diabetes mellitus

Dagoberto Mayorca[1]
Herman Hamilton Guerrero[2]
Édison Viveros[3]
y Ángelo M. López[4]

Resumen
Esta investigación muestra los resultados obtenidos en el proceso de correlación entre la morfología y la distribución de las presiones de la huella plantar para el diseño de calzado personalizado en pacientes con diabetes mellitus. Un total de 65 personas participaron en el estudio, de los cuales 40 eran individuos sanos para el grupo de referencia (GR) y 25 eran pacientes para el grupo de estudio (GE). Grabamos 10 segundos de video utilizando una técnica de baropodometría óptica y la distribución de presión se obtuvo a partir de la intensidad de la luz mediante el uso de técnicas de procesamiento de imágenes. El análisis se realizó mediante presión máxima y presión media en cuatro áreas del pie (retropié, mediopié, antepié y dedos) y se realizó el cálculo automático del Arch Index (IA). Para el GE se obtuvo en el retropié un pico máximo de presión y presión promedio de 560 y 380 kPa, respectivamente. Mientras que en el mediopié hubo un valor de 740 kPa para el pico de presión máximo y 350 para la presión promedio. Para el GE, en el caso de los índices morfológicos, alrededor del 68% tenía un pie cavo normal, mientras que el 75% del pie estaba entre el plano normal. Con el número de pacientes analizados, se encontró una correlación significativa y positiva de +0,85 entre la IHC y los valores de presión en el área del antepié.

1 Programa de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Mariana, Pasto, Colombia (dmayorca@umariana.edu.com).
2 Programa de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Mariana, Pasto, Colombia (hhguerrero@umariana.edu.com).
3 Programa de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Mariana, Pasto, Colombia (eviveros@umariana.edu.com).
4 Programa de Ingeniería Mecatrónica, Universidad Mariana, Pasto, Colombia (alopez@umariana.edu.com).

Introducción

La diabetes mellitus es una enfermedad caracterizada por trastornos del metabolismo asociados a la disfunción para el procesamiento de carbohidratos por el páncreas, que genera un número grande de complicaciones en las personas que la padecen y ocupa uno de los primeros lugares entre las causas de mortalidad humanidad moderna, así como las enfermedades cardiovasculares, oncológicas y el SIDA.

Basados en estudios anteriores, se ha descubierto que el riesgo de aparición de ulceras plantares en las personas que padecen "pie diabético" está asociado a un aumento en la distribución de presiones en la huella plantar, así como a un aumento de la temperatura. Cabe considerar, por otra parte, que la medicina ha desarrollado estrategias terapéuticas y de laboratorio para su diagnóstico, que van desde medicamentos hasta dispositivos tecnológicos complejos. Es allí donde los podoscopios ópticos y baropodógrafos cumplen un papel importante en la inspección, por parte del especialista, del estado de la huella, ya que permiten medir cualitativamente las presiones (kPa) y ayudan a realizar una inspección del estado de las lesiones cutáneas.

Materiales y métodos

Muestra

Para la realización de estudio se trabajó con una muestra total de 65 docentes de la Universidad del Cauca, en Colombia, de los cuales 38 eran de sexo masculino y el rango de edad se encontraba entre los 20 y 70 años. Se seleccionó un grupo de referencia (GR) correspondiente al 62% de la población y un 38% fue el grupo de estudio (GE), conformado por pacientes diagnosticados con diabetes mellitus tipo I y II. Se emplearon como criterios de exclusión:

- Sujetos que presenten deformidades congénitas y traumáticas de la extremidad inferior.
- Sujetos con historial de lesiones de tobillo y pie en etapa aguda.

Las personas que aceptaron participar lo hicieron de manera voluntaria y mediante la firma de un documento de consentimiento informado, redactado según las directrices de la Organización Mundial de la Salud (OMS) y el Comité de Ética de la Universidad del Cauca. El tamaño de la muestra fue seleccionado teniendo en cuenta el número de pacientes usados en el protocolo de Cavanagh.

Sistema de medición de huellas plantares

Se realizó la obtención de las huellas plantares en apoyo bipodal por medio del baropodógrafo óptico en forma estática, mediante la captura de imágenes con resolución 1 920 x 1 080, en formato JPG y sensor de referencia Logitech C920. El sistema usado se fundamenta en el principio físico llamado Frustrated Total Internal Reflection (FTIR): el fenómeno se produce cuando los rayos de luz atraviesan un medio de índice de refracción menor a otro de índice mayor.

Análisis morfológico de la huella plantar

Para la obtención de los parámetros morfológicos de la huella plantar se aplicó el protocolo de Cavanagh y Rodgers, donde se sugiere el uso índice de arco (IA) dado que ha demostrado obtener mejores correlaciones con la altura del arco longitudinal del pie que otros índices, como el índice de Hernández Corvo (IHC), permitiendo así analizar huellas de pies cavos extremos. Un valor menor en el índice representa un pie más cavo.

Tabla 1
Clasificación de tipo de pie

Tipo de pie	Tiempo	Valor
Cavo	12,5	0,00-0,20
Normal	24	0,21-0,26
Plano	24	0,27-1,00

Fuente: los autores

El valor de referencia para el tipo de pie está determinado por los siguientes rangos de medida:

$$IA = MP = (AP + MP + RP)$$

En todos los casos de estudio se analizó el pie dominante y dado que es posible la obtención de variabilidad de la huella debido al desplazamiento y balanceo de los pies, fue necesario comparar dos huellas consecutivas en 20 sujetos del grupo de referencia (GR), encontrando un coeficiente de correlación ICC = 0,96.

Análisis de presiones de la huella plantar

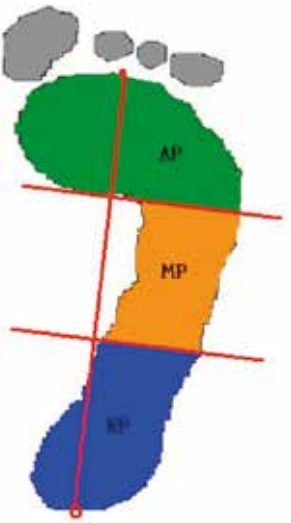
Se registraron las presiones plantares mediante el baropodógrafo con una resolución de 68 ppp (pixeles por pulgada) y se registraron mediante secuencia de video de 10 segundos de duración. Las imágenes de presiones fueron obtenidas a una frecuencia de muestreo de 20 Hz. Se dividió el pie en tres regiones en el plano sagital (antepié, mediopié y retropié) como se muestra en la figura 1. En cada zona del pie dominante se calculó la presión media y máxima del antepié, mediopié y retropié.

Estadística

El análisis estadístico se efectuó mediante el software GNU pspp 0.10.2, se hicieron pruebas de normalidad aplicando la prueba estadística de Ryan-Joiner. Para establecer las diferencias de las variables del ín-

dice IA, presión media (kPa) y presión pico (kPa) se usó la prueba estadística de Wilcoxon para muestras relacionadas y se consideró un valor de $P < 0.005$ como valor de significancia estadística. Para establecer la correlación entre la información de la morfología de la huella plantar y la presión media de la huella se usó la correlación de Rho de Spearman.

Figura 1
Protocolo de cálculo del índice del arco (IA)



(AP) antepié
(MP) mediopié
(RP) retropié
Fuente: los autores

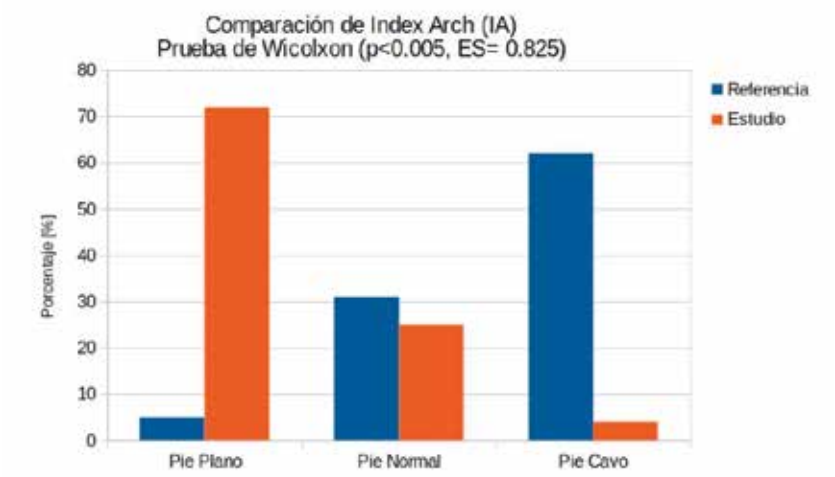
Resultados

Análisis morfológico de la huella

A fin de realizar un estudio comparativo entre los resultados del GR y del GE, se calcula la distribución de frecuencia a partir de los datos

de morfología de la huella plantar a partir de IA, como se observa en la figura 2. Se puede inferir de la información existente una notable diferencia entre la forma de la huella entre los dos grupos de estudio.

Figura 2
Clasificación del tipo de pie mediante IA para GR



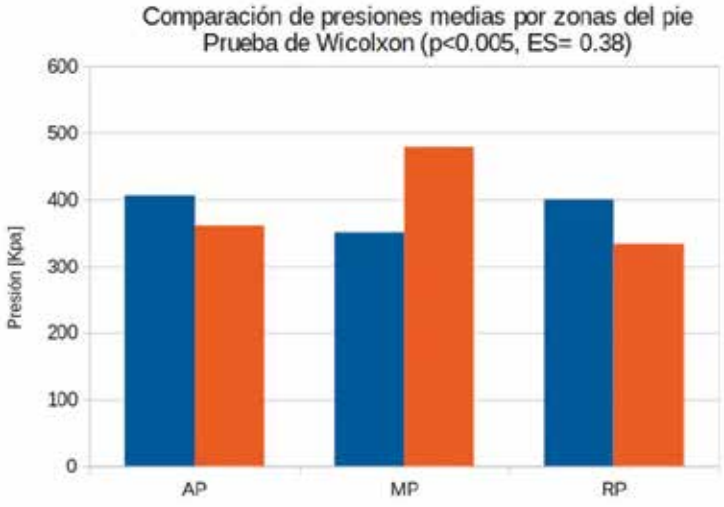
Fuente: los autores

Asimismo, es posible observar que realizando la segmentación de los casos por género la frecuencia en los hombres se concentra principalmente en los dos tipos de pie: normal y plano, a diferencia del grupo de mujeres que presentan un porcentaje de pies cavos del 67%.

Análisis de distribución de presiones

Para un primer acercamiento del comportamiento de las presiones para el GR y el GE se procede a determinar la estadística descriptiva de la distribución de presiones en las tres zonas. El valor de presiones medias puede observarse en la figura 3.

Figura 3
Comparación de presiones medias entre GR y GE

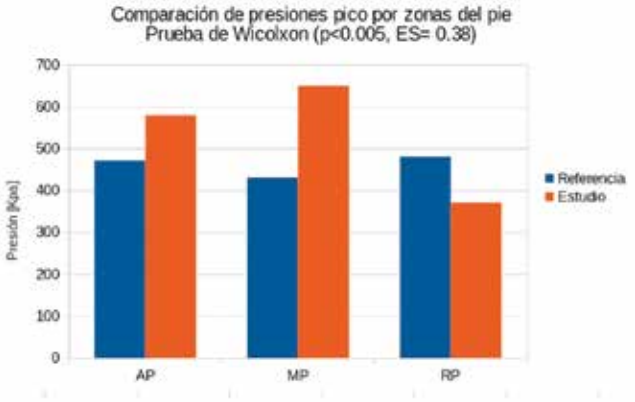


Fuente: los autores

A partir de los datos obtenidos no se observa una gran significancia en las zonas de AP y RP. Para cuantificar estas diferencias se realiza la comparación de medias mediante la prueba de Wilcoxon, obteniendo un valor $P < 0.005$; $ES = 0.38$. En cuanto a la comparación de presiones máximas entre el GR y de GE mediante la prueba de Wilcoxon, se establecieron diferencias significativas, obteniéndose un valor $P < 0.005$; $ES = 0.62$ como se observa en la figura 4.

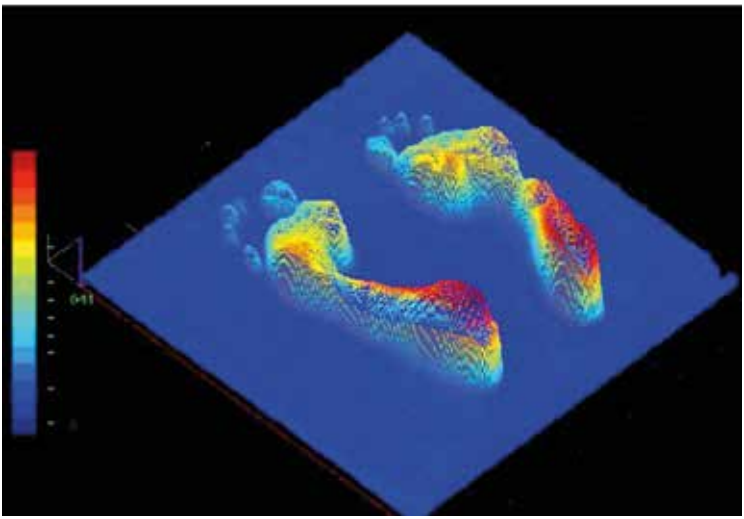
La localización del pico máximo de presión se realiza sobre el plano frontal y sagital, para ello se plasma una vista tridimensional. En la vista sagital es posible observar que el contacto del pie derecho en posición bipodal se distribuye desde el retropié, por la parte postero-externa, al 68% de la horizontal; mientras en el caso del pie izquierdo la presión máxima se desvía externamente sobre el mediopié al 52%, como se observa en la figura 5.

Figura 4
Comparación de presiones máximas entre GR y GE



Fuente: los autores

Figura 5
Comparación de presiones picos entre GR y GE



Fuente: los autores

Para determinar la correlación de la información existente entre la distribución de presiones y la morfología del pie para el GR y el GE, se obtiene la correlación de Rho Spearman para $P < 0.005$ según IA y las presiones máximas por zonas del pie, como se observa en la siguiente tabla:

Tabla 2
Coeficiente de correlación entre GR y GE con presiones pico

Zona de pie	Index Arch (GR)	Index Arch (GE)
AP	–0,42	0,22
MP	0,58	0,79
RP	–0,25	–0,56

Fuente: los autores

Análisis de resultados

El propósito de este trabajo es realizar una descripción de la estática del pie en apoyo bimodal de morfología a partir de IA y la distribución de presiones de la huella plantar en las zonas del AP, MP y RP, con el fin de encontrar correlaciones entre ellas. El estudio busca comparar el comportamiento de dos grupos: uno de referencia (sanos) y otro de control (pacientes diabéticos).

Para el caso de los resultados del GR se presenta un valor IA entre 0,14 y 0,27. Al realizar el análisis de cuartiles para la clasificación del tipo de pie se obtiene que para el caso el pie de mayor incidencia es el pie cavo, a partir de los cuartiles 1 y 3 de la distribución ($Q1 = 0,17$ y $Q3 = 0,23$).

En cuanto a la presión máxima existen diferencias significativas que permiten establecer que el patrón de carga de la huella cambia entre el GR y el GE, obteniendo un valor $P < 0{:}005$; $ES = 0$; 62 validando así los estudios que establecen un aumento de estas presiones pico en pacientes con pie diabético.

Conclusiones

- Realizar el estudio del marco referencial de la distribución de presiones y morfología de la huella plantar en pacientes con neuropatía diabética y normales, permitió la identificación de rasgos característicos como índices morfológicos y valores umbral de la presión plantar de un pie en riesgo. Autores como Boulton (*et al.*, 1983, *et al.*, 1987) muestran una base sólida en el tema de los sistemas de medición de distribución plantar y sus aportes fueron determinantes para el desarrollo de las fases de selección y calibración de material transductor.
- Fue importante construir un sistema de visión bajo el esquema de reflexión total interna frustrada que permitiera la adquisición de las huellas del pie de manera rápida. La plataforma cumplió con los requerimientos ópticos y mecánicos de manera funcional. El diseño permite ser utilizado en cualquier consultorio clínico. Se dio un aporte apropiado a los procedimientos empleados, teniendo en cuenta los modelos físicos y matemáticos involucrados en el diseño de los algoritmos de detección de la huella y compensación de iluminación. Además, se logró determinar las características adicionales para el procedimiento de análisis y selección del material transductor del podobarógrafo.
- El material debe ser blanco en la superficie de contacto con el medio transparente y oscuro en el medio de contacto con la huella. Además, debe poseer textura que no afecte la adquisición de las imágenes. Se comprobó el uso de papel fotográfico plástico como el material transductor ideal para el podobarógrafo, materiales sugeridos por Boulton (*et al.*, 1983; *et al.*, 1987) y Duckworth (*et al.*, 1985).
- Se cuantificó la distribución de presiones de la huella plantar, brindando resultados objetivos, confiables, precisos, repetitivos e imprimibles, además se pudo obtener y almacenar la información para su posterior análisis. Se relacionaron variables mor-

fológicas como el índice (IA) del grupo de referencia y el grupo de estudio de manera independiente, se encontraron diferencias bastante grandes en cuanto a la clasificación y el tipo de pie encontrado. El grupo de referencia presento un rango de índices de normalidad del 60% mientras que el grupo de estudio fue del 42%, lo que lleva a pensar que existe una relación entre la deformación de la huella y la diabetes mellitus. Además, se encontró que del grupo en general, el 34,21% de los hombres presentaron condición patológica de pie plano y 15,79% presentó patologías asociados a pie cavo.

Referencias

Asociación Española de Ciencias del Deporte. (1987). The arch index: A useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, 1-5. The Pennsylvania State University.

Boulton, A. J. M., Betts, R. P., Franks, C. I., Newrick, P. G., Ward, J. D. y Duckworth, T. (mayo, 1987). Abnormalities of Foot Pressure in Early Diabetic Neuropathy. *Diabetic Medicine*, *4*(3), 225-228.

Boulton, A. J., Hardisty, C. A., Betts, R. P., Franks, C. I., Worth, R. C., Ward, J. D. y Duckworth, T. (enero, 1983). Dynamic foot pressure and other studies as diagnostic and management aids in diabetic neuropathy. *Diabetes Care*, *6*(1), 26-33.

Cavanagh, P. R. y Rodgers, M. M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, *20*(5), 547-551.

Cavanagh, P. R., Rodgers, M. M. y Liboshi, A. (abril, 1987). Pressure Distribution under Symptom-Free Feet during Barefoot Standing. *Foot & Ankle*, *7*(5), 262-278.

Duckworth, T., Boulton, A. J., Betts, R. P., Franks, C. I. y Ward, J. D. (enero, 1985). Plantar pressure measurements and the prevention of ulceration in the diabetic foot. *The Journal of Bone and Joint Surgery*, *67*(1), 79-85.

Ulbrecht, J. S., Hurley, T., Mauger, D. T. y Cavanagh, P. R. (julio, 2014). "Prevention of recurrent foot ulcers with plan-tar pressure-based in-shoe orthoses: the CareFUL preven-tion multicenter randomized controlled trial. *Diabetes Care*, *37*(7), 1982-1989.

Rehabilitación efecto espejo por medio de una mano robótica comandada a distancia

Jhonny Orozco R.[1]
Eduardo García C.[2]
Carlos Cevallos[3]
Juan Carlos Cayán[4]
y Gloria Miño[5]

Resumen

Los pacientes amputados experimentan el dolor del miembro perdido, denominado también "dolor del miembro fantasma". Según estudios realizados entre el 50% y el 85% tienen este tipo de problemas, en este caso el muñón experimenta señales nerviosas del miembro amputado, llegando a tener un choque entre el cerebro y los sentidos en el reconocimiento de la parte faltante. De esta manera se llega a tener una mano inalámbrica para generar el efecto espejo y contener sus terminales nerviosas para la creación de la prótesis robótica que se la va a insertar al paciente una vez que se encuentre adiestrado. Familiarizándose con esta tecnología para la inserción de la misma, el cerebro se perfecciona a la mano robótica comandada con un guante sensorial, considerando la antropometría del paciente y enviando señales eléctricas a los nervios, lo cual se logra mediante unas placas Arduino en condición máster-esclavo siendo impresa con la tecnología 3D y con un recubrimiento de silicona para guardar similitud con la mano existente, previa la simulación de los movimientos y de sus análisis cinemáticos considerando el efector final.

1 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (ingjmorozco@gmail.com).
2 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (edugarciac_87@hotmail.com).
3 Escuela Politécnica Nacional, Facultad de Ingeniería Mecánica, Quito, Ecuador (carlos.cevallos02@epn.edu.ec).
4 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (jcayanmartinez@yahoo.es).
5 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (gloriamino@yahoo.es).

Introducción

La pérdida de una extremidad es un trauma físico y psicológico que influye en la calidad de vida de una persona. Incrementar y dar servicios y programas integrales de rehabilitación a personas que se están recuperando tras la amputación es, por tanto, un proceso complicado. Se reconoce la necesidad de contar con un equipo multidisciplinario para atender las necesidades funcionales, emocionales, sociales y psicológicas del individuo, y de esa manera crear nuevas alternativas para mejorar este impacto psicológico por medio de la tecnología (Kania, 2004).

La imposibilidad para restaurar o incorporar una extremidad afectada hasta un nivel compatible con la vida de los tejidos, constituye la razón fundamental de las amputaciones y, consecuentemente, de la transformación del objetivo inicial del cirujano de salvar la extremidad, por otro más elevado, humano e imperativo que es el de salvar la vida (La, 2005). La Misión Manuela Espejo registra hasta el momento a 82 419 personas con discapacidad en todo el Ecuador. Los brigadistas han visitado 402 523 viviendas en las provincias de Cotopaxi, Carchi, Esmeraldas, Imbabura, Sucumbíos, Napo, Manabí, Los Ríos, Orellana y Pastaza. De los nuevos casos de miembros amputados, el 27% lo son por accidente, el 67% por enfermedad y el 6% restantes por deformidades congénitas. La mitad del contingente de amputados que actualmente se producen tiene edades superiores a los 60 años (Misión Manuela Espejo). Toda amputación genera dolor, debido a esto se debe considerar si es de origen mecánico, se debe liberar las adherencias osteocutáneas, y si es de origen neurológico, se debe aplicar electroterapia antiálgica (baja frecuencia 80-120 Hz y muy baja frecuencia 2-12 Hz, para el dolor del miembro fantasma).

Todas las amputaciones deben conservar la mayor longitud del miembro (Maffei, 1987). Uno de los estudios denota que en un pellizco en la punta del dedo índice izquierdo estimula una localización en el homúnculo que representa la punta del dedo índice izquierdo. Si el

dedo fue amputado y si por una opresión o apretón se produce una señal en cualquier punto a lo largo del nervio remanente entre el muñón del dedo y el homúnculo, la sensación resultante parecerá emanada de la punta del dedo porque el nervio no ha cambiado mucho después de la amputación y el cerebro no tiene manera de saber que la punta del dedo ya no está (Sherman *et al.*, 1990).

Uno de cada dos o tres pacientes refiere dolor fantasma en algún momento. Este dolor es intenso poco después de la amputación en el 5% a 10 % de los pacientes. En esta etapa es difícil determinar si el dolor es dolor del muñón —dolor más proximal referido distalmente— o dolor fantasma. El dolor fantasma se describe de formas diversas como calambres, aplastamiento, ardor o puntada, y puede ser intermitente o continuo, con frecuencia en aumento y disminución en ciclos de varios minutos de duración (Herman y Sherman, 1983).

Una vez localizado el porcentaje de la población con este tipo de problemas se procede a realizar un estudio de las manos robóticas investigadas durante todo este tiempo para dar una alternativa adecuada, comenzando por el análisis de medidas de las manos existentes para posteriormente generar una mano robótica que permita adquirir las señales nerviosas realizando un adiestramiento e implementación del miembro a la persona afectada. Dentro de estas investigaciones tenemos la Robonaut Hand (Lovchik y Diftler, 1999) compuesta por una mano similar a la real, con cuatro dedos, un pulgar, muñeca y antebrazo, generando 22 GDL (grados de libertad) o articulaciones (20 en la mano y dos en la muñeca). También tenemos la GIFU Hand III (Mouri *et al.*, 2005) con 20 GDL y 21 elementos controlando 15 articulaciones. Estos son los estudios más representativos que se tomarán como base para la inserción de esta tecnología en personas que necesitan sobrellevar el problema del miembro fantasma.

Materiales y métodos

Los materiales y métodos que se van a utilizar en este estudio se detallan desde una medición de los miembros existentes hasta la creación de la prótesis robótica que permita generar el efecto espejo, debido a que actualmente se realiza por medio de una caja con un espejo pegado en un lateral, poniendo el miembro afectado dentro de la caja, generando la caja un reflejo inverso de la mano sana y dando una ilusión de mano existente. Esta terapia facilitará la recuperación de las habilidades motoras, sensitivas y de las sensaciones dolorosas de la extremidad amputada; esta terapia favorece la recuperación por medio de la activación de los circuitos motores lesionados e inactivos, por la falta de movimiento de la extremidad afectada, mediante el estímulo visual, ya que el cerebro interpreta que la imagen que ve moviéndose en el espejo corresponde al lado enfermo, en vez de al sano, como se observa en la figura 1.

Figura 1
Terapia efecto espejo

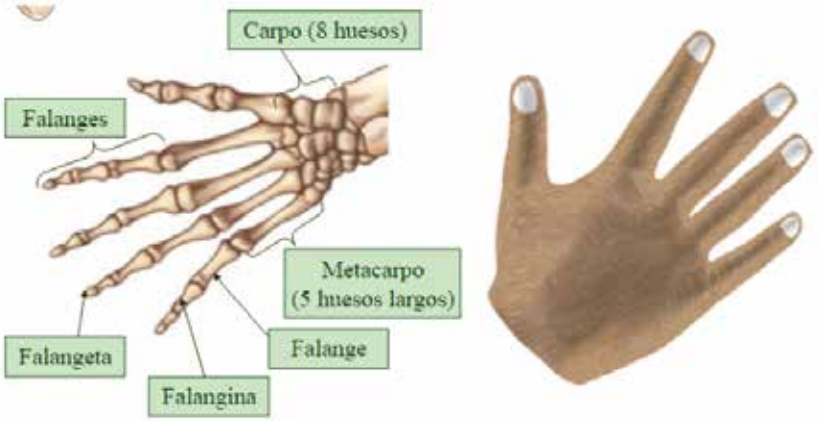
Fuente: Mompía, 2016

Medidas de la mano

Una vez analizado el sistema que se maneje para la rehabilitación, se procede a realizar una alternativa de terapia por medio de la creación de una prótesis robótica que permita realizar los movimientos del paciente para su posterior inserción del miembro faltante por medio de la tecnología de impresión 3D. Los parámetros que se deben tener en cuenta son los siguientes:

- Longitud de la muñeca hasta cada uno de los dedos.
- Medidas de la falange, falangina y falangeta de la figura 2.
- El espesor de cada uno de los dedos para la modelación.

Figura 2
Partes de una mano humana



Fuente: López, 2012

Una vez obtenidas las medidas necesarias del paciente para su modelación se procede a realizar una copia de la mano existen en SolidWorks, de tal manera que sea exacta y poder realizar un espejo en el software de diseño y muestre la mano opuesta para poder realizar un análisis cinemático y el ensamblaje de cada parte. Posteriormente, se

guarda cada una de las partes en formato STL y con la configuración adecuada en el software de la impresora 3D, considerando el relleno y el acabado superficial que se le va a dar a la mano para efectos de que el cerebro coordine y se adapte a la mano, se pretende darle un acabado por medio de un látex que simule la piel humana, considerando el color de cada persona.

Análisis cinemático

Se realiza un análisis cinemático para encontrar las ecuaciones que permitan verificar la transmisión de movimientos de los dedos por medio de un efector final, considerando las dimensiones de los dedos con cada una de las articulaciones y la falange, falangina y falangeta como eslabones, con medidas para realizar el cuadro DHS (Denavit Hartenberg Estándar), que es el punto de partida de los movimientos en Matlab con la generación de la matriz.

La generación de la matriz de transformación de la articulación i es:

$$A_i = R_{z\theta i}\, T_{z.di} T_{x.ai}\, R_{x.ai} \quad (1)$$

Donde:

A_i = matriz de transformación de la articulación i
$R_{z\theta i}$ = matriz rotación alrededor del eje Zi
$T_{z.di}$ = matriz de traslación en el eje Zi
$T_{x.ai}$ = matriz traslación en el eje Xi
$R_{x.ai}$ = matriz rotación alrededor del eje Xi

Las matrices generadas se simplifican al ubicar variables, en este caso el coseno con la letra "c" y el seno con la letra "e":

$c1 = \cos \theta 1$; $c2 = \cos \theta 2$; $c3 = \cos \theta 3$; $c4 = \cos \theta 4$; $c5 = \cos \theta 5$
$e1 = \sin \theta 1$; $e2 = \sin \theta 2$; $e3 = \sin \theta 3$; $e4 = \sin \theta 4$; $e5 = \sin \theta 5$

Reemplazando los valores de αi que es el ángulo entre los ejes z para las funciones coseno y seno de la matriz genérica Ai se obtienen

cinco matrices de transformación generadas para los cuatro dedos, asignadas desde A1 hasta A5, por ejemplo A2, de la siguiente manera:

$$A2 = \begin{bmatrix} c12 & 0 & c32 & 0.76c42 \\ e12 & 0 & e32 & 0.76e42 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (2)$$

La matriz global de transformación T_2 para el sistema de cada dedo es:

$$T_2 = A_1 A_2 A_3 A_4 A_5 \quad (3)$$

La solución genérica de T_2 se obtiene con los componentes rotacionales R y los componentes rectangulares de la posición del efector final P:

$$T_2 = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & P_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & P_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

Selección del material de la impresora 3D

El estudio de estos compuestos permite dar solución y seleccionar el material correspondiente para la mano inalámbrica, considerando que los más utilizados en las impresoras 3D son el ABS y el PLA, cuyas propiedades se detallan en la tabla 1. Se puede observar que para efectos de manipulación y movimientos con la mano, cualquiera de los dos compuestos se pueden utilizar para la impresión (Escobar, 2013).

Tabla 1
Propiedades mecánicas y físicas del ABS y el PLA

Material	Densidad (g/cm^2)	Resistencia a la rotura kg/cm^2	Temperatura de fusión ° C
ABS	1,07	450-750	215-250
PLA	1,50 - 1,64	0	160-230

Fuente: los autores

Componentes electrónicos

Se considera si la mano robótica tiene movimientos idénticos a una mano real para evitar los cables de conexión y una funcionalidad adecuada. Luego se procede a realizar una interfaz inalámbrica por medio de Bluetooth en la placa base como se muestra en la figura 4 (operario mano faltante) y considerando una distancia determinada de uso, en este caso hasta 15 metros, y de esta manera el cerebro reacciona a estas emociones como la mano faltante.

Los diagramas de flujo son los primeros análisis que se realizan para generar la secuencia lógica del funcionamiento, de esta manera se traduce al código de programación en un *open source* o software libre que se encuentra en la red y envía los parámetros a la tarjeta electrónica que comanda los servomotores en apertura o cierre de cada uno de los dedos, recibiendo las señales de la mano existente por medio de unas galgas flexométricas analógicas como la que se observa en la figura 3.

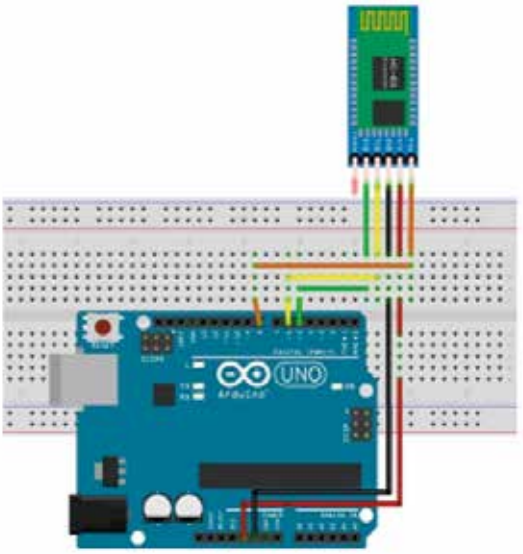
Figura 3
Galga flexométrica

Fuente: Inteligenciaartificialyrobotica.com

La autonomía del circuito electrónico en el receptor se logra gracias a unas baterías recargables que envían energía al Arduino y el

Bluetooth para generar la interfaz inalámbrica y en el emisor por medio de pillas AA, que se ubican en el otro brazo y se puede llevar puesto a cualquier lugar o según la comodidad del usuario.

Figura 4
Tarjeta Arduino Uno con el Bluetooth HC05



Fuente: los autores

Para la selección de los servomotores se utiliza una ecuación del torque (T = F*r) donde se multiplica la fuerza requerida por la distancia. Según esto se procede a seleccionar el servomotor por medio de catálogos dependiendo de qué tipo de fuerza se necesite realizar.

Una vez ensamblada la mano se realizan varias pruebas de manipulación por medio de la ecuación de efectividad para tener un mejor control de cada dedo y la funcionalidad en caso de ser insertada esta tecnología en el paciente.

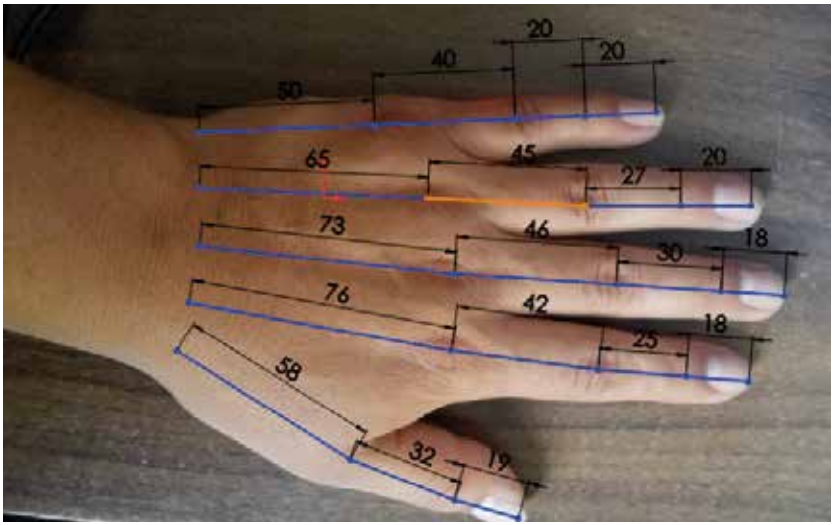
$$\% \text{ Efectividad} = \frac{\#\,\text{d}\quad \text{intentos exitosos}}{\#\,\text{d}\quad \text{intentos totales}} \text{X}\,100 \tag{5}$$

Por último, se realiza un recubrimiento con látex para generar una mano muy similar a la del paciente pues esto ayuda a que el cerebro asimile más rápido que es su propia mano.

Resultados

Los resultados parten del análisis de una mano que existe en una persona normal, recopilando las medidas de cada una de las partes integrales de la mano como es el caso de los dedos y distancias desde la muñeca a cada dedo; realizando así una verificación de datos en un software CAD (dibujo asistido por computadora). Esto garantiza su correcto modelado y el diseño de las partes de la mano, como se observa en la figura 5.

Figura 5
Medidas de una mano izquierda



Fuente: los autores

Con la configuración y comprobación de las medidas en escala, se procede a realizar una tabla de los datos muestreados como la que se muestra a continuación:

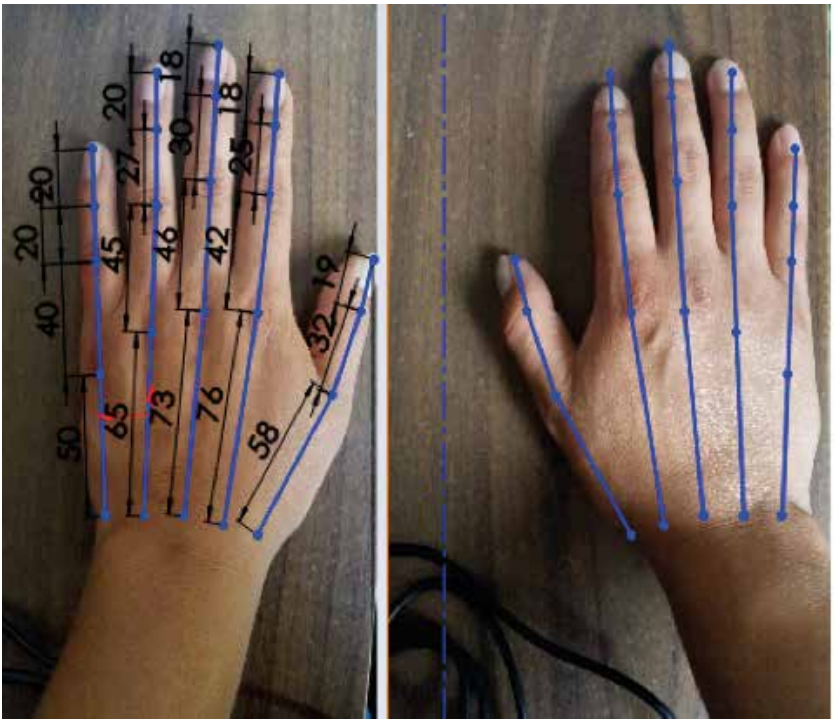
Tabla 2
Medidas de la mano en análisis

Dedo	Partes	mm
Pulgar	De la muñeca al inicio del dedo	58
	Falangina	32
	Falangeta	19
Índice	De la muñeca al inicio del dedo	76
	Falange	42
	Falangina	25
	Falangeta	18
Medio	De la muñeca al inicio del dedo	73
	Falange	46
	Falangina	30
	Falangeta	18
Anular	De la muñeca al inicio del dedo	65
	Falange	45
	Falangina	27
	Falangeta	20
Meñique	De la muñeca al inicio del dedo	50
	Falange	40
	Falangina	20
	Falangeta	20

Fuente: los autores

Al tener las medidas de cada uno de los dedos se realiza un *mirror* (espejo) en el software y automáticamente se envía una mano inversa a la proyectada, como se ve en el software de diseño de la figura 6.

Figura 6
Manos analizadas "efecto mirror"
en el software de diseño SolidWorks



Fuente: los autores

Con estos valores se procede a realizar un análisis cinemático que permita obtener los ángulos de referencia y de estos a su vez las variables para la programación dentro de las tarjetas electrónicas, ubicando un cuadro DHS para cada uno de los dedos. En este caso se va a mostrar el análisis del dedo índice y las ecuaciones del efector final por medio de las matrices de transformación homogénea:

$$A1 = \begin{bmatrix} c11 & 0 & -c31 & 0 \\ e11 & 0 & e31 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

$$A2 = \begin{bmatrix} c12 & 0 & c32 & 0.76c42 \\ e12 & 0 & e32 & 0.76e42 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (7)$$

$$A3 = \begin{bmatrix} c13 & 0 & -c33 & 0.42c43 \\ e13 & 0 & e33 & 0.42e43 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$A4 = \begin{bmatrix} c14 & -c24 & 0 & 0.25c44 \\ e14 & e24 & 0 & 0.25e44 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$A5 = \begin{bmatrix} c15 & -c25 & 0 & 0.18c45 \\ e15 & e25 & 0 & 0.18e45 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

La matriz global de transformación T2 en este sistema resulta al realizar:

$$T2 = A1*A2*A3*A4*A5 \quad (11)$$

La solución matricial se obtiene de la siguiente manera:

$$T2 = \begin{bmatrix} R11 & R12 & R13 & Px \\ R21 & R22 & R23 & Py \\ R31 & R32 & R33 & Pz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

Los componentes rotacionales globales (R_{11}, R_{12}, R_{13}, R_{21}, R_{22}, R_{23}, R_{31}, R_{32}, R_{33}) se obtienen al multiplicar las matrices generadas por cada uno de los movimientos en las articulaciones, en este caso las del dedo índice:

$$R_{11} = c_1c_2c_3c_4c_5\text{-}c_1c_2c_3e_4e_5+c_4c_5e_1e_3\text{-}e_1e_3e_4e_5 \quad (13)$$

$$R_{12} = \text{-}c_1c_2c_3c_4e_5\text{-}c_1c_2c_3e_4c_5\text{-}c_4e_1e_3e_5\text{-}c_5e_3e_4 \quad (14)$$

$$R_{13} = -c_1c_2e_3+e_1c_3-c_1e_2 \quad (15)$$
$$R_{21} = c_2c_3c_4c_5e_1-c_2c_3e_1e_4e_5-c_1c_4c_5e_3+c_1e_3e_4e_5 \quad (16)$$
$$R_{22} = -c_2c_3c_4e_1e_5-c_2c_3e_1e_4c_5+c_1c_4e_3e_5+c_1c_5e_3e_4 \quad (17)$$
$$R_{23} = -e_3c_2e_1-c_1c_3-e_1e_2 \quad (18)$$
$$R_{31} = -c_3c_4c_5e_2+c_3e_2e_4e_5 \quad (19)$$
$$R_{32} = c_3c_4e_2e_5+c_3e_2e_4c_5 \quad (20)$$
$$R_{33} = e_2e_3-c_2 \quad (21)$$

Las componentes rectangulares del efector final (Px, Py, Pz) son:

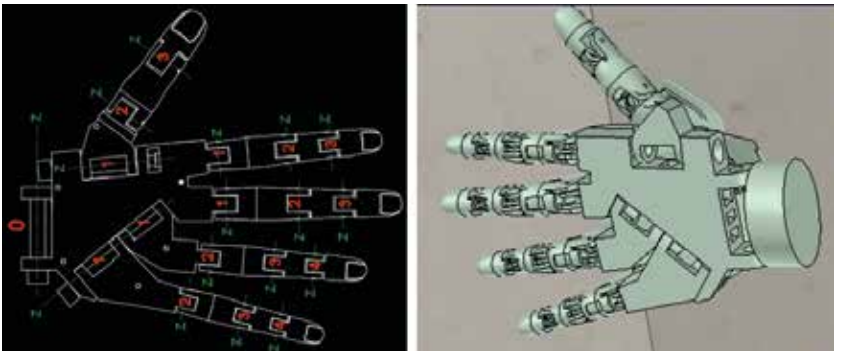
$$P_x = c_1c_2(0{,}18c_3c_4c_5-0{,}18c_3e_4e_5+0{,}25c_3c_4+0{,}42c_3)+e_1 (0{,}18c_4c_5e_3-0{,}18e_3e_4e_5+0{,}25c_4e_3+0{,}42e_3)+0{,}76c_1c_3 \quad (22)$$
$$P_y = c_2e_1(0{,}18c_3c_4c_5-0{,}18c_3e_4e_5+0{,}25c_3c_4+0{,}42c_3)+e_1 (0{,}18c_4c_5e_3-0{,}18e_3e_4e_5+0{,}25c_4e_3+0{,}42e_3)+0{,}76c_2e_1 \quad (23)$$
$$P_z = -e_2(0{,}18c_4c_5-0{,}18c_3e_4e_5+0{,}25c_3c_4+0{,}42c_3)-0{,}76e_2 \quad (24)$$

Las medidas antropométricas de la mano robótica serán lo más similar posibles a las de la mano existente, ya a que los paquetes computacionales de CAD permiten modelar y hacer efectos espejo en los software para tener cualquier medida y mano, permitiendo personalizar la prótesis que se va a implementar y de esta manera dar solución al problema del efecto espejo jugando con los sentidos y el cerebro.

Se realiza el modelado de una mano robótica con las medidas del paciente y se ensambla cada una de las piezas considerando la falange, falangina y falangeta en dos y tres dimensiones, teniendo en cuenta cada medida del paciente como se observa en la figura 7.

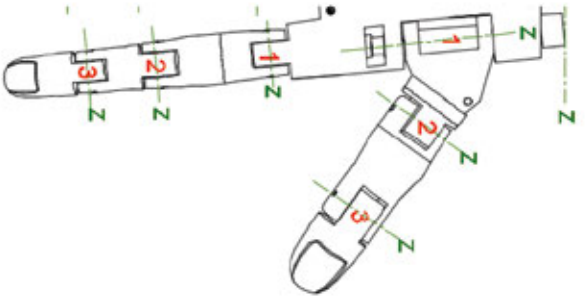
Con el modelado de la mano se procede a realizar la ubicación de los puntos de rotación y los eslabones para el análisis cinemático en Matlab, como se muestra en la figura. 8.

Figura 7
Modelado de las manos izquierda y derecha



Fuente: los autores

Figura 8
Ubicación de las articulaciones en el dedo índice de la mano diseñada



Fuente: los autores

Para el cuadro DHS se ubican los siguientes parámetros:

αi = el ángulo formado entre los ejes Z
ai = la longitud perpendicular entre los ejes Z
θi = se considera si es rotacional o prismático
di = la distancia perpendicular entre los ejes X
Se ubican los parámetros de cada variable en la tabla 3.

Tabla 3
Cuadro DHS para el dedo índice

Eslabón	αi	ai (mm)	θi	di (mm)
1	-90	0	θ1	0
2	-90	76	θ2	0
3	0	42	θ4	0
4	0	25	θ5	0
5	0	18	θ6	0

Fuente: los autores

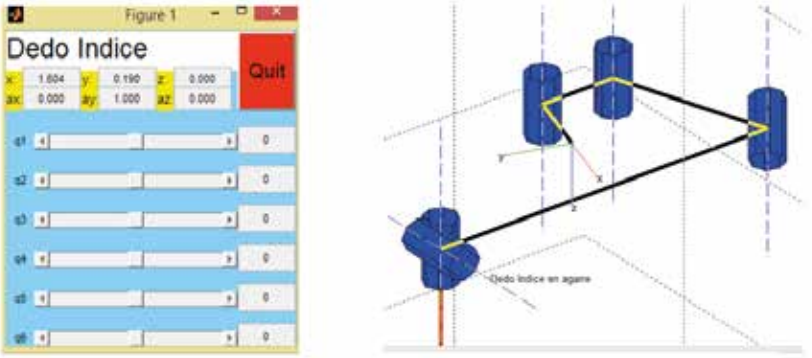
Con los datos en la tabla DHS se utiliza la herramienta ToolBox para Matlab, enviando vectores de posicionamiento para la simulación y el cálculo de los ángulos, lo que permite obtener los primeros parámetros para la programación:

```
% Simulación del dedo índice impreso para la rehabilitación por efecto espejo
clear L
% Alpha a Theta d
L{1} = link([-pi/2 0 0 0 0], 'standard');
L{2} = link([-pi/2 .76 0 0 0], 'standard');
L{3} = link([0 .42 0 0 0], 'standard');
L{4} = link([0 .25 0 0 0], 'standard');
L{5} = link([0 .18 0 0 0], 'standard');
qz = [0 0 0 0 0 0];
qr = [0 pi/2 -pi/2 0 0 0];
qstretch = [0 0 -pi/2 0 0 0];
indice = robot(L, 'Dedo Indice', 'Unimation', 'params of 8/95');
clear L
indice.name = 'Dedo Índice';
indice.manuf = 'Unimation';
drivebot(indice);
title
```

(Diagrama del dedo índice de la mano de rehabilitación impresa en 3D)

Al indicar el comando Drivebot y un zoom en el cuadro de simulación se observa con claridad los movimientos de cada uno de los dedos, como se muestra en la figura 9. En este caso se muestra del dedo índice para continuar con la programación y alcanzar esos grados de desviación que tiene cada dedo con respecto a la muñeca como punto cero o bancada.

Figura 9
Simulación y desplazamientos del dedo índice

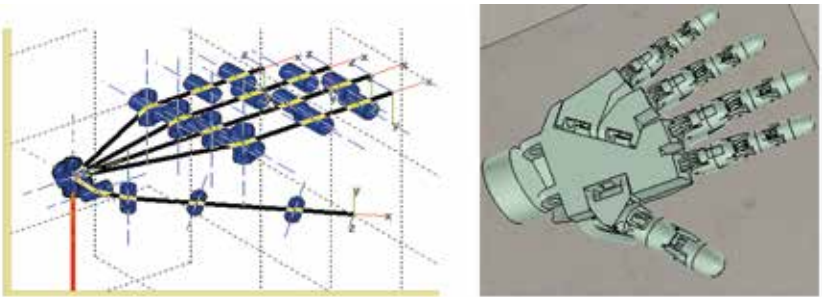


Fuente: los autores

Verificados los ángulos de cada uno de los dedos y con las matrices, se procede a ubicar todos los dedos y se simula la mano completa en Matlab y SolidWorks considerando el volumen y tamaño con las articulaciones existentes. De esta manera se garantiza que la mano impresa sea igual a la mano faltante, como se observa en la figura 10.

Verificada la simulación y el análisis cinemático de cada uno de los dedos, se imprimen todos los componentes en una impresora 3D con los rellenos y los ajustes necesarios para garantizar la movilidad de cada una de las articulaciones. Adicional a esto se realiza un modelado de una piel sintética por medio de látex simulando este material en el software CAD en tres dimensiones, generando así un vaciado de la mano que se va a imprimir, mostrado en la figura 11.

Figura 10
Simulación y ensamblaje total de la mano en Matlab y SolidWorks



Fuente: los autores

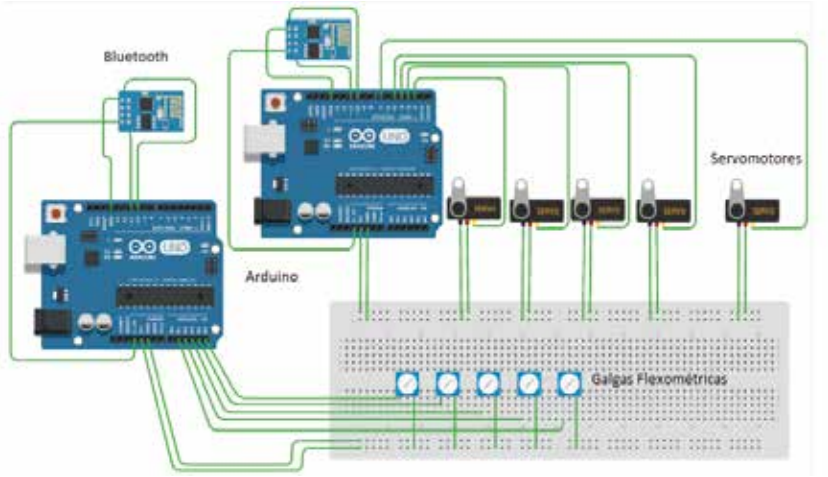
Figura 11
Mano impresa y vaciado para el recubrimiento de la mano con látex

Fuente: los autores

La comunicación inalámbrica se realiza por medio de un Bluetooth HC05 —para evitar enredos de los cables de conexión— en condición máster-esclavo, para la funcionalidad de cada uno de los dedos.

Se recibe las señales de los sensores *flex* analógicos controlando las variables de resistencia y trasladando a variaciones de voltaje, de esta manera a cada sensor *flex* se envía un rango de funcionamiento, por ejemplo, el dedo índice funciona en un rango de 0 a 253 kilo ohmios con un ángulo de 0 a 167º en el servomotor, y traducido al dedo en un rango de 0 a 80º en flexión controlado en la tarjeta Arduino con una variación de voltaje de 140 mV a 590 mV. Cabe recalcar que para cada dedo existe un sensor *flex* para garantizar la autonomía de cada dedo con el movimiento de cada servomotor, como en la figura 12.

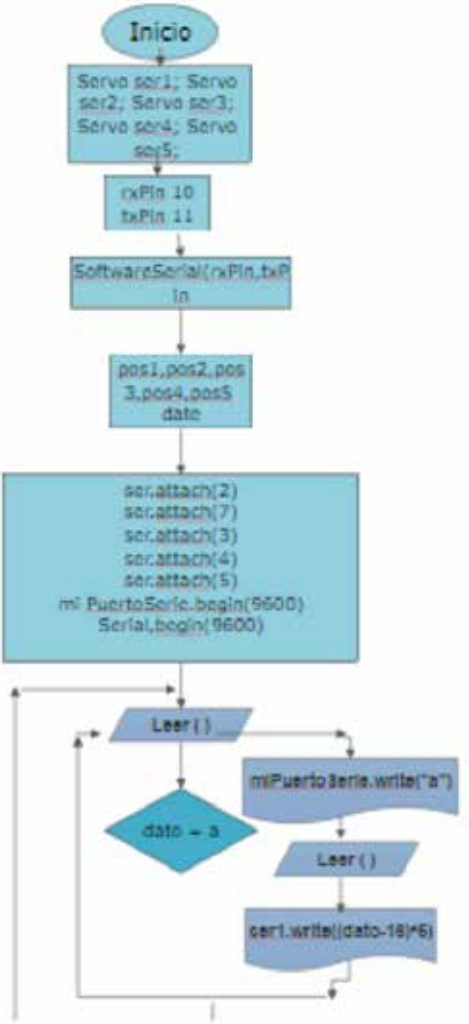
Figura 12
Conexiones inalámbricas para la mano de rehabilitación impresa



Fuente: los autores

La programación parte de la declaración de variables, con la configuración del puerto y lee cada rango de resistencia y de esta manera cada sensor *flex* traduce a milivoltios y estos a su vez saben en qué rango se mueve cada dedo, como se muestra en la figura 13.

Figura 13
Diagrama de flujo de la declaración de variables



Fuente: los autores

La mano inalámbrica funciona por medio de una batería de 6 voltios y el guante sensorial por medio de un juego de pilas que se ubican en el brazo del operario o a su vez se lo puede ubicar en el cinturón para evitar la carga sobre el brazo en prueba.

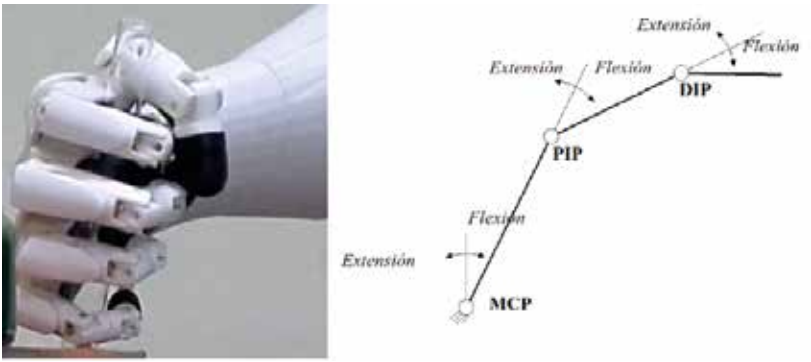
Figura 14
Pruebas de funcionamiento de la mano inalámbrica con Bluetooth HC05 máster y esclavo y envío de movimientos a una mano izquierda y derecha

Fuente: los autores

La movilidad de los dedos se logra con unos servos HITEC HS-805BB de 12 kg/cm para darle la fuerza necesaria y lo más similar a una mano humana real. Al ensamblar la parte mecánica, electrónica y eléctrica se realizan pruebas de funcionamiento considerando que esta tecnología inalámbrica se puede traducir a la mano derecha o izquierda según la necesidad, como se observa en la figura 14, y a su vez de los ángulos de apertura y cierre de cada uno de los dedos en comparación a una mano real.

La tabla 4 muestra los ángulos de cada uno de los dedos de la figura 15, en flexión y extensión, en comparación con una mano humana real, bajo los parámetros de MCP: metacarpofalangica, PIP: interfalangica proximal, DIP: interfalangica distal

Figura 15
Ángulos de cierre de los dedos de la mano impresa



Fuente: los autores

Tabla 4
Comparación de movimientos del dedo índice

		Mano robótica		Mano humana	
Dedo	**Articulación**	**Flexión** (°)	**Extensión** (°)	**Flexión** (°)	**Extensión** (°)
Pulgar	PIP	90	0	90	0
	MCP	86	0	86	0
Índice	DIP	80	5	80	0
	PIP	78	4	75	0
	MCP	80	3	80	0
Medio	DIP	00	5	80	0
	PIP	78	4	75	0
	MCP	80	3	80	0
	DIP	80	5	80	0
Anular	PIP	78	4	75	0
	MCP	80	3	80	0
	DIP	80	5	80	0
Meñique	PIP	78	4	75	0
	MCP	88	3	80	0

Fuente: los autores

Se realiza varias pruebas para el funcionamiento de la mano robótica y el adiestramiento —por medio del guante sensorial y de movilidad— a cada uno de los dedos mediante el mando inalámbrico. Al utilizar el guante sensorial se realiza un *seteo* o calibración dependiendo de la antropometría de la mano que va a realizar el mando (figura 16).

Figura 16
Pruebas de funcionamiento

Fuente: los autores

Tabla 5
Pruebas de funcionamiento de la mano

Prueba	Descripción	Intentos exitosos	Intentos fallidos	Nº de intentos	Efectividad (%)
1	Cerrar la mano	50	0	50	100
2	Abrir la mano	50	0	50	100
3	Dedo pulgar	50	0	50	100
4	Dedo Índice	50	0	50	100
5	Dedo Medio	50	0	50	100
6	Dedo Anular	50	0	50	100
7	Dedo Meñique	50	0	50	100
8	Tomar objetos y soltar	50	0	50	100
9	Tomar una botella y soltar	50	0	50	100

Fuente: los autores

Al realizar varias pruebas de la mano y los dedos en conjunto para insertar esta tecnología posteriormente como rehabilitación efecto espejo y terminar con la inserción de esta tecnología en la prótesis del paciente, el porcentaje de efectividad determinada en la tabla 5 de las pruebas realizadas es de un 100%.

Dentro de la investigación se va a insertar una piel sintética en base de látex y esto depende de la coloración de cada persona y los casos de estudio que se vayan a tener. Como se muestra en la figura 17, tenemos el recubrimiento para un dedo y partes de la mano que se realiza en base a moldes que serán impresos en 3D con las características del paciente que lo necesite.

Figura 17
Recubrimiento de látex para la mano impresa

Fuente: los autores

Las pruebas de funcionamiento muestran una mano robótica muy funcional, con una efectividad del 100% y con los giros de las articulaciones en los ángulos de los dedos son similares a una mano real.

Discusión

La rehabilitación por efecto espejo por medio de esta tecnología robótica se puede lograr adiestrando al paciente. Según los datos obtenidos y la adecuación del cerebro a la prótesis, se realiza la inserción de este avance tecnológico. Además, por medio de la impresión 3D se logra una prótesis

personalizada con las medidas y características de la mano existente, a través del efecto *mirror*, para tener una mano idéntica en el sentido contrario. Las pruebas realizadas y los ángulos de giro de los dedos de la mano robótica muestran una prótesis muy adecuada. En una segunda etapa de esta investigación se plantea adquirir datos de un paciente introduciendo sensores en la piel sintética para adquirir señales de emisión-recepción en la sujeción de objetos; se pretende establecer si existe relación del tiempo de recuperación del paciente comparado con el efecto espejo tradicional.

Conclusiones

El uso sistemas electrónicos *open source* permite crear sistemas robustos de control de bajo costo con buenas prestaciones, en este caso, un sistema robótico de rehabilitación por efecto espejo en cualquier miembro faltante, ya sea la mano izquierda o derecha, que puede ser reproducido con las mismas características que una mano real.

Con las pruebas de funcionamiento y la efectividad al 100% se crea un protocolo para realizar pruebas en personas con este tipo de discapacidad y de esta manera analizar los tiempos de mejora y respuesta a la inserción de este tipo de tecnología. Además, se propone dar un recubrimiento sintético que permitirá tener una mano robótica con las mismas características de una persona, dándole ese grado de particularidad que cada individuo posee.

Referencias

Escobar, C. (2013). *El material de impresión ABS y sus características*. Recuperado de https://impresoras3d.com/blogs/noticias/102832135-el-material-de-impresion-abs-y-sus-caracteristicas

Herman, R. y Sherman, C. (1983). *El predominio y características de dolor del miembro fantasma crónico entre veteranos americano*. Recuperado de https://www.efisioterapia.net/articulos/tratamiento-del-dolor-fantasma-un-miembro-amputado

Kania, A. (agosto, 2004). Integración del masaje terapéutico en el cuidado y la rehabilitación de la persona amputada. *The Bil Com Group in Motion*, *14*(4), julio-agosto. Recuperado de http://www.amputee-coalition.org/spanish/inmotion/jul_aug_04/massagetherapy.pdf

La, R. y Bayolo, A. (2005). Rehabilitación del amputado de miembro inferior. *Medicina de Rehabilitación Cubana*. Recuperado de http://www.discapacidadonline.com/wp-content/uploads/2013/05/rehabilitacion-del-amputado-de-miembro-inferior.pdf

López, J. (2012). *Sistema músculo esquelético*. Recuperado de http://jonybiologia.blogspot.com/

Lovchik, C. S. y Diftler, M. A. (1999). *The robonaut hand: A dextrous robot hand for space*. International Conference on Robotics and Automation, (pp. 907-912).

Maffei, F. H. A. (1987). *Doencas vasculares periféricas*. Río de Janeiro, Brasil: Editora Médica e Científica.

Mompía, C. (7 de febrero de 2016). *Terapia en espejo o Mirror Therapy*. Crecen en Ictus, Rehabilitación. Recuperado de http://www.crecen.es/2016/02/07/terapia-en-espejo/

Mouri, T., Kawasaki, H. y Umebayashi, K. (2005). *Developments of new anthropomorphic robot hand and its master slave system*. International Conference on Intelligent Robots and Systems, (pp. 3225-3230).

Sherman, R., Arena, J. y Ernst, J. (1990). El misterio del dolor fantasma: evidencia creciente para los mecanismos fisiológicos. *Retroalimentación Biológica y Autorregulación*, *14*(4), 267-280.

Prótesis robótica controlada por un brazalete mioeléctrico

Jhonny Orozco R.[1]
Eduardo García C.[2]
Carlos Santillán M.[3]
Oscar Zambrano[4]
y Carlos Cevallos[5]

Resumen

El diseño de la prótesis de mano robótica parte del estudio de la mano real y la toma de medidas antropométricas en la persona considerada como caso de estudio, asegurando que la prótesis sea personalizada y garantice la simetría correcta de la mano. El modelado de la prótesis en base a la mano existente de la persona y la simulación en entornos virtuales permite solidificar la prótesis con tecnología de impresión 3D, aplicando el efecto espejo en el software de diseño. La reproducción de movimientos de la prótesis está gobernada por actuadores eléctricos controlados por una placa Arduino, la misma que es empleada también para la adquisición y procesamiento de las señales electromiográficas EMG proporcionadas por el brazalete MYO de Thalmic Labs, colocado sobre el antebrazo del miembro con amputación. Mediante la programación cargada en el microcontrolador se consigue, por medio de la discriminación por rangos de las señales EMG, realizar el movimiento individual de los dedos de la prótesis. Se obtiene un prototipo funcional con una efectividad del 90%, mejorando con el adiestramiento de esta tecnología implementada, de esta manera se considera factible realizar prótesis con este tipo de control para personas adultas y niños.

1 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (ingjmorozco@gmail.com).

2 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (edugarciac_87@hotmail.com).

3 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (carlos.cevallos02@epn.edu.ec).

4 Escuela Politécnica Nacional, Facultad de Ingeniería Mecánica, Quito, Ecuador (ivan.zambrano@epn.edu.ec).

5 Escuela Politécnica Nacional, Facultad de Ingeniería Mecánica, Quito, Ecuador (csantillan_m@espoch.edu.ec).

Introducción

En el Ecuador, de acuerdo al VI Censo de Población y V de Vivienda de 2001, el porcentaje de la población ecuatoriana que señala tener discapacidad fue de 4,7%, datos que en el transcurso de una década ascendieron al 5,6%, según el VII Censo de Población y VI Vivienda. Por otro lado, el estudio "Ecuador: la discapacidad en cifras", establece que el 12,14% de la población ecuatoriana tiene algún tipo de discapacidad (CONADIS, 2017). Actualmente, en Ecuador existen alrededor 418 001 de personas que sufren de algún tipo de discapacidad según el CONADIS (Craig, 2006), clasificadas de la siguiente manera (CONADIS, 2017):

- 12,81% personas con discapacidad auditiva
- 47,07% personas con discapacidad física
- 22,49% personas con discapacidad intelectual
- 1,34% personas con discapacidad de lenguaje
- 4,48% personas con discapacidad psicosocial
- 11,8% personas con discapacidad visual

Las personas con discapacidad tienen peores resultados sanitarios, peores resultados académicos, una menor participación económica y unas tasas de pobreza más altas que las personas sin discapacidad. En parte, ello es consecuencia de los obstáculos que entorpecen el acceso de las personas con discapacidad a servicios que muchos de nosotros consideramos obvios, en particular la salud, la educación, el empleo, el transporte o la información. Esas dificultades se exacerban en las comunidades menos favorecidas (Hawking *et al.*, 2011).

Los avances tecnológicos llegan en ayuda de las personas que han sufrido trágicos accidentes que conllevan la pérdida o la disfuncionalidad de algún miembro superior o inferior de su cuerpo, afectando su estilo de vida. Actualmente, se usan prótesis mecánicas definidas como una extensión artificial que puede reemplazar cualquier parte faltante

del cuerpo (Puglisi *et al.*, 2013). Gracias a la ingeniería y la robótica se sintetizaron algunos aspectos de la función humana mediante el uso de mecanismos, sensores, actuadores y computadoras, que en su conjunto generan las llamadas prótesis robóticas (Craig, 2016).

El desarrollo de software de diseño que se enlaza con software de reconocimiento de modelos permite obtener prótesis robóticas impresas en 3D con la posibilidad de ajustar el dimensionamiento de cada parte de ellas. Conjugadas con sistemas mecatrónicos, ellas presentan una solución a personas con amputación para que puedan desarrollar sus actividades cotidianas y aplicar a la inserción laboral (López, 2015).

Las prótesis robóticas son diseñadas para que se adapten a las extremidades y características específicas de cada paciente, permitiendo la movilidad de la parte que fue amputada y hasta cierto punto mejorar estéticamente la apariencia de la persona. El diseño del muñón, el dimensionamiento de cada una de las partes, costos bajos y el tipo de control, son factores importantes dentro del diseño de la prótesis con miras a mejorar la vida de las personas con la discapacidad y generar su mayor aceptación en la sociedad (López, 2015).

Investigaciones de prótesis robóticas de mano ya presentadas, fundamentan el planteamiento de otros estudios. Entre los estudios de más impacto mundial se tiene el caso de la GIFU Hand III (Mouri *et al.*, 2005) que tiene 21 elementos con 20 GDL (grados de libertad), considerando que el control es diseñado para 15 articulaciones. El prototipo C (Reichel *et al.*, 2004) de Shadow Hand de la compañía Shadow Robot tiene una mano con 26 elementos y 25 articulaciones. La Universidad de Boloña, con su prototipo UB Hand ILa (Lotti y Vassura, 2002), tiene una palma, un pulgar y cuatro dedos, siendo la prótesis más similar a una mano humana.

Varias son las formas posibles para el control de las prótesis robóticas y equipos de asistencia para discapacitados, pero quizá el avance más significativo en las últimas décadas es la manipulación de la activi-

dad muscular como señal de control. La electromiografía como el estudio electrofisiológico del sistema neuromuscular consiste en el registro de la actividad eléctrica generada para contraer el músculo, ya sea de manera voluntaria o inconsciente. Técnicamente consiste en registrar las variaciones de voltaje que se producen en las fibras musculares como expresión de la despolarización de sus membranas durante la contracción espontánea o voluntaria (Banguero *et al.*, 2006).

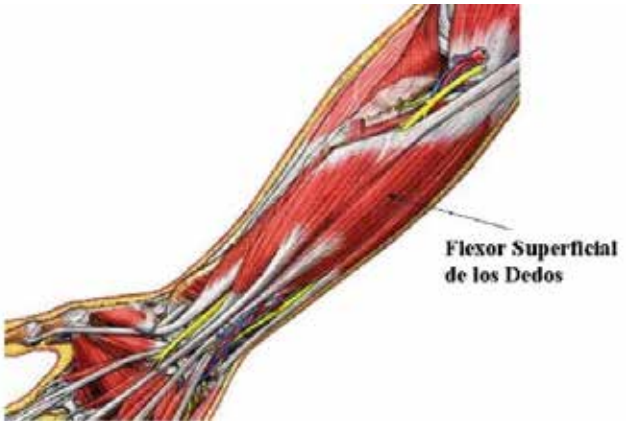
Este trabajo de investigación se enfoca en el control y adiestramiento de una prótesis de mano, con la ayuda de un brazalete mioeléctrico, que proporciona lecturas de las ondas cerebrales y envía las señales hacia la prótesis para realizar cualquier movimiento y así mejorar la calidad de vida de aquellas personas que por distintos motivos perdieron su miembro, reduciendo así los efectos del traumatismo y brindando independencia de movimientos de esa extremidad.

Materiales y métodos

La metodología para el diseño del sistema de control de la prótesis robótica de mano parte del estudio de la estructura muscular de la mano y el antebrazo de una persona, con el fin de determinar los puntos exactos para el posicionamiento de los sensores para la adquisición de las señales electromiográficas que serán utilizadas como recurso de evaluación para la ejecución de acciones de la prótesis.

La toma de lecturas de señales EMG puede ser de dos tipos según los electrodos y la técnica de grabación aplicada: EMG de aguja y de superficie. Para este estudio se emplea la toma de señales EMG de superficie, que ha sido fuertemente difundida en el campo de la rehabilitación, donde sirve como señal de control electrónico (Salazar, 2005). La electromiografía de superficie es el método más común de medida, puesto que es no invasivo y puede ser realizado con un mínimo de riesgo sobre el paciente, considerando la distancia entre el electrodo y la zona de actividad muscular y las propiedades de la piel tales como el espesor y el tejido adiposo (Salazar, 2005).

Figura 1
Distribución muscular antebrazo



Fuente: Escobar, 2013

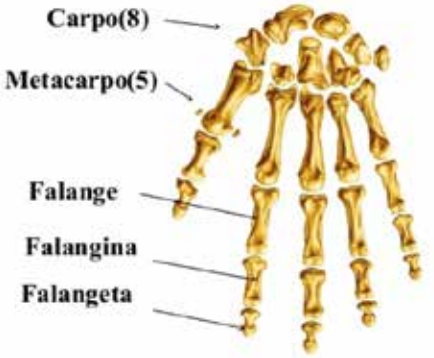
Medidas de la mano

Para el modelado y posterior impresión 3D de la prótesis robótica de mano se consideran básicamente los siguientes parámetros:

- Longitud de la muñeca al inicio de cada dedo
- Longitud de la falange, falangina y falangeta como se explica en la figura 12
- El área de cada uno de los dedos para la modelación

Con las medidas de toda la mano considerando los dedos y la palma, se realiza el modelado en SolidWorks, considerando el ajuste y juego que debe existir en cada una de las articulaciones para generar el movimiento deseado. Posteriormente se realiza un análisis cinemático y el ensamblaje de cada uno de los dedos y la palma, para guardarlos en formato STL. Finalmente, mediante un software de impresión se configura el relleno y el acabado superficial como lineal o hexagonal, que se le va a dar a la mano.

Figura 2
Partes de una mano humana referentes para toma de medidas



Fuente: Slideshare, 2013

Análisis cinemático

El análisis cinemático permite encontrar las ecuaciones necesarias para verificar la transmisión de movimientos con el posicionamiento del efector final ubicando las dimensiones lineales de cada uno de los dedos. Para este caso se emplean las medidas directas de la falange, falangina y falangeta. Se plantea el cuadro DHS (Denavit Hartenberg Estándar) que facilita el envío de códigos para la realización de simulaciones y el análisis cinemático en Matlab.

La matriz de transformación de la articulación i es:

$$A_i = R_{z\theta i}\, T_{z.di} T_{x.ai}\, R_{x.ai} \qquad (1)$$

Donde:

A_i = matriz de transformación de la articulación i
$R_{z\theta i}$ = matriz rotación alrededor del eje Zi
$T_{z.di}$ = matriz de traslación en el eje Zi
$T_{x.ai}$ = matriz traslación en el eje Xi
$R_{x.ai}$ = matriz rotación alrededor del eje Xi

Como artificio para simplificar las matrices generadas por los movimientos, se ubican variables donde como reemplazo del coseno se emplea la letra "m" y del seno la letra "n", obteniendo:

$m_1 = \cos\theta1;\ m_2 = \cos\theta2;\ m_3 = \cos\theta3;\ m_4 = \cos\theta4;\ m_5 = \cos\theta5$ (2)

$n_1 = \sin\theta1;\ n_2 = \sin\theta2;\ n_3 = \sin\theta3;\ n_4 = \sin\theta4;\ n_5 = \sin\theta5$ (3)

Reemplazando los valores de las variables αi que es el ángulo entre los ejes z se obtiene la matriz genérica Ai considerando que para cada dedo se tiene cinco matrices de transformación, por ejemplo A2, de la siguiente manera:

$$A2 = \begin{bmatrix} m12 & 0 & m32 & 0.76m42 \\ n12 & 0 & n32 & 0.76n42 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (4)$$

La matriz global de transformación T_2 de cada dedo es:

$$T_2 = A_1 A_2 A_3 A_4 A_5 A_6 \quad (5)$$

La solución genérica de T_2 se obtiene con los componentes rotacionales R y los componentes rectangulares de la posición del efector final en Px, Py y Pz:

$$T_2 = \begin{bmatrix} R_{11} & R_{12} & R_{13} & P_x \\ R_{21} & R_{22} & R_{23} & P_y \\ R_{31} & R_{32} & R_{33} & P_z \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (6)$$

Selección del material de la impresora 3D

La materia prima más utilizada en las impresoras 3D son el ABS y el PLA, cada uno de estos materiales se consigue en rollos de 1 kg, para el caso de estudio planteado de prótesis se utilizará el PLA debido a que este compuesto es más económico y de fácil acceso, además, cuenta con las siguientes características:

- Densidad: 1,50-1,64 (g/cm^2)
- Temperatura de fusión: 160-230º C

Componentes electrónicos

La gobernabilidad de los movimientos de la prótesis robótica está determinada en base a la funcionalidad de los actuadores eléctricos, un conjunto de servomotores HICTEC-311 que bajo un voltaje de alimentación de 6 V proporcionan un torque de 3,53 kgf-cm capaces de interactuar con el sistema mecánico.

Los servomotores por lo general se seleccionan según la actividad de cada paciente desarrolla, por medio de la ecuación del torque del servomotor (T = F*r), donde se multiplica la fuerza requerida para la manipulación de objetos y el tipo de actividades que se van a realizar.

El sistema de control de la prótesis por medio de señales mioeléctricas está centralizado en un Arduino MEGA 2560, y en conjunto con un módulo Bluetooth HC-06, realizan la adquisición de los niveles de señales mioeléctricas emitidas por el brazalete MYO para posteriormente procesarlas mediante instrucciones programadas y precargadas que definirán el funcionamiento de los actuadores eléctricos: un conjunto servomotores HITEC-311.

Figura 3
Diagrama de control de lazo abierto

Fuente: los autores

Arduino es una plataforma de acceso libre basado en un microcontrolador ATmega y con IDE de desarrollo para crear software. Facili-

ta la creación de objetos interactivos tomando información de sensores que permiten la relación con el entorno físico, para en base a la evaluación de esa información gobernar la funcionalidad de actuadores directa o indirectamente a través de interfaces de potencia.

MYO es un brazalete que funciona captando el nivel de señal eléctrica de los músculos. Actúa como un transductor, convirtiendo dichas señales en valores que puedan ser interpretados por un computador u otro dispositivo de procesamiento. Para leer la actividad muscular en el antebrazo el MYO lo rodea en ocho bloques diferentes, cada uno de los cuales contiene un sensor de señales mioeléctricas de grado médico. El brazalete también utiliza un giroscopio de tres ejes, acelerómetro de tres ejes y magnetómetro de tres ejes para detectar el movimiento en cualquier dirección (Ciencia y tecnología, 2016)

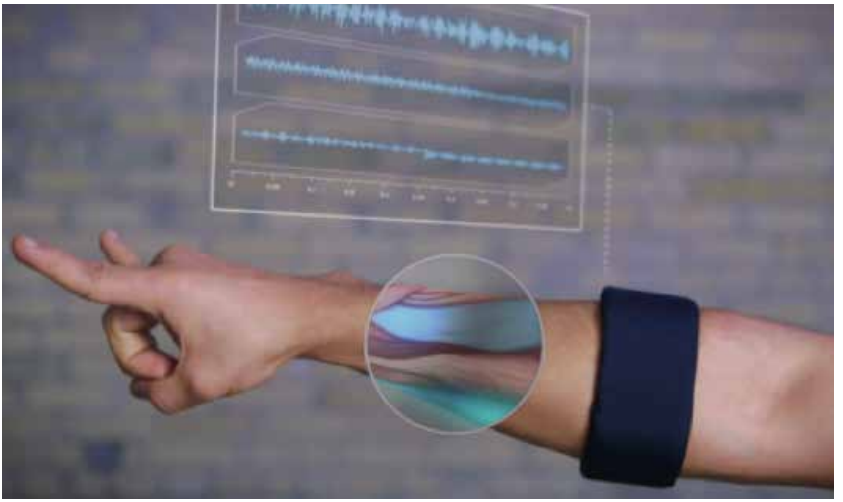
Figura 4
Brazalete mioeléctrico MYO

Fuente: los autores

En vez de usar cámaras y sensores infrarrojos, MYO es un brazalete que se coloca en el antebrazo y, a través de sus sensores, detecta el movimiento de los músculos de la zona que mueven tanto el brazo como los dedos de la mano (Ciencia y Tecnología, 2016).

Los sensores EMG construidos en acero inoxidable de grado médico representan el potencial eléctrico de los músculos como resultado de la activación de los mismos. Este dispositivo permite detectar predeterminadamente hasta cinco posturas distintas: flexión de la muñeca, extensión de la muñeca, puño, palma abierta y pinza, así como captura de datos espaciales. Con estas señales se hace posible el control de la prótesis de mano planteada.

Figura 5
Brazalete mioelectrico



Fuente: Ciencia y Tecnología, 2016

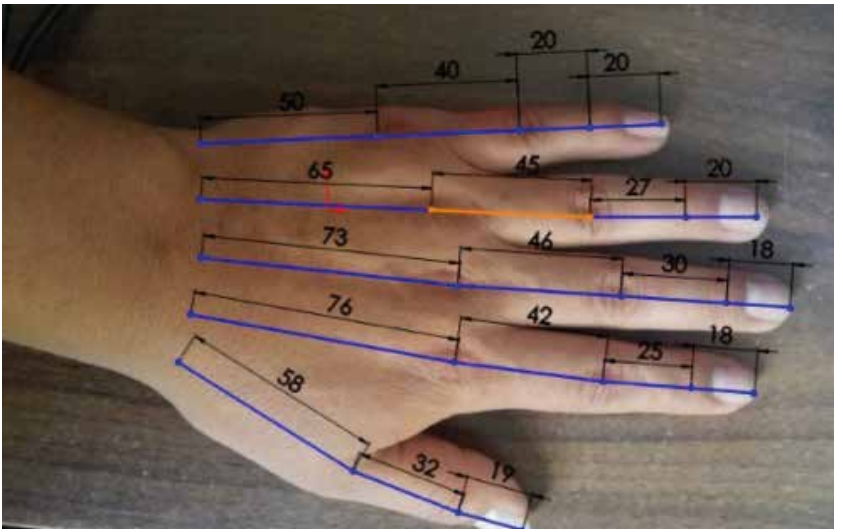
Una vez configurada la prótesis se realizan varias pruebas de apertura y cierre de la mano en general, al igual que de cada uno de los dedos, comprobando la eficiencia del brazalete.

$$\% \text{ Efectividad} = \frac{\#\text{ de intentos exitosos}}{\#\text{ de intentos totales}} \text{X } 100 \quad (7)$$

Resultados

Los resultados iniciales se obtienen de la toma de las medidas antropométricas de la mano de la persona elegida como caso de estudio, utilizadas como referentes para el modelado de la prótesis en el software SolidWorks, en el que se validan las medidas tomando en cuenta la escala y el dimensionamiento de cada una de las articulaciones existentes, como se muestra en la figura 6.

Figura 6
Medidas de la mano izquierda



Fuente: los autores

Las medidas que se obtienen, luego de ser validadas por el software de diseño, se muestran en la tabla 1.

Tabla 1
Medidas de la mano en análisis

Dedo	Partes	mm
Pulgar	De la muñeca al inicio del dedo	58
	Falangina	32
	Falangeta	19
Índice	De la muñeca al inicio del dedo	76
	Falange	42
	Falangina	25
	Falangeta	18
Medio	De la muñeca al inicio del dedo	73
	Falange	46
	Falangina	30
	Falangeta	18
Anular	De la muñeca al inicio del dedo	65
	Falange	45
	Falangina	27
	Falangeta	20
Meñique	De la muñeca al inicio del dedo	50
	Falange	40
	Falangina	20
	Falangeta	20

Fuente: los autores

Con los valores asignados se procede a realizar un análisis cinemático que permita obtener los ángulos de referencia. Se obtuvo el cuadro DHS útil para la programación dentro de las tarjetas electrónicas, en este caso se va a mostrar el análisis cinemático del dedo índice considerando el efector final por medio de las matrices de transformación homogénea:

$$A1 = \begin{bmatrix} m11 & 0 & -m31 & 0 \\ n11 & 0 & n31 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (8)$$

$$A2 = \begin{bmatrix} m12 & 0 & m32 & 0.76m42 \\ n12 & 0 & n32 & 0.76n42 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (9)$$

$$A3 = \begin{bmatrix} m13 & 0 & -m33 & 0.42m43 \\ n13 & 0 & n33 & 0.42n43 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (10)$$

$$A4 = \begin{bmatrix} m14 & -m24 & 0 & 0.25m44 \\ n14 & n24 & 0 & 0.25n44 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (11)$$

$$A5 = \begin{bmatrix} m15 & -m25 & 0 & 0.18m45 \\ n15 & n25 & 0 & 0.18n45 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (12)$$

La matriz global de transformación T2 en este sistema resulta al realizar:

$$T2 = A_1 * A_2 * A_3 * A_4 * A_5 * A_6 \quad (13)$$

La solución genérica se obtiene de la siguiente manera:

$$T2 = \begin{bmatrix} R11 & R12 & R13 & Px \\ R21 & R22 & R23 & Py \\ R31 & R32 & R33 & Pz \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

Los componentes rotacionales globales (R_{11}, R_{12}, R_{13}, R_{21}, R_{22}, R_{23}, R_{31}, R_{32}, R_{33}) se obtienen al multiplicar las matrices generadas por cada

uno de los movimientos en las articulaciones de cada dedo, en este caso, del dedo índice:

$$R_{11} = m_1m_2m_3m_4m_5\text{-}m_1m_2m_3n_4n_5+m_4m_5n_1n_3\text{-}n_1n_3n_4n_5 \quad (15)$$
$$R_{12} = \text{-}m_1m_2m_3m_4n_5\text{-}m_1m_2m_3n_4m_5\text{-}m_4n_1n_3n_5\text{-}m_5n_3n_4 \quad (16)$$
$$R_{13} = \text{-}m_1m_2n_3+n_1m_3\text{-}m_1n_2 \quad (17)$$
$$R_{21} = m_2m_3m_4m_5n_1\text{-}m_2m_3n_1n_4n_5\text{-}m_1m_4m_5n_3+m_1n_3n_4n_5 \quad (18)$$
$$R_{22} = \text{-}m_2m_3m_4n_1n_5\text{-}m_2m_3n_1n_4m_5+m_1m_4n_3n_5+m_1m_5n_3n_4 \quad (19)$$
$$R_{23} = \text{-}n_3m_2n_1\text{-}m_1m_3\text{-}n_1n_2 \quad (20)$$
$$R_{31} = \text{-}m_3m_4m_5n_2+m_3n_2n_4n_5 \quad (21)$$
$$R_{32} = m_3m_4n_2n_5+m_3n_2n_4m_5 \quad (22)$$
$$R_{33} = n2n3\text{-}m2 \quad (23)$$

Las componentes rectangulares de la posición del efector final (Px, Py, Pz) son:

$$P_x = m_1m_2(0{,}18m_3m_4m_5\text{-}0{,}18m_3n_4n_5+0{,}25m_3m_4+0{,}42m_3)$$
$$+n_1(0{,}18m_4m_5n_3\text{-}0{,}18n_3n_4n_5+0{,}25m_4n_3+ 0{,}42n_3) +0{,}76m_1m_3 \quad (24)$$
$$P_y = m_2n_1(0{,}18m_3m_4m_5\text{-}0{,}18m_3n_4n_5+0{,}25m_3m_4+0{,}42m_3)$$
$$+n_1(0{,}18m_4m_5n_3\text{-}0{,}18n_3n_4n_5+0{,}25m_4n_3+ 0{,}42n_3)+0{,}76m_2n_1 \quad (25)$$
$$P_z = \text{-}n_2(0{,}18m_4m_5\text{-}0{,}18m_3n_4n_5+0{,}25m_3m_4+0{,}42m_3)\text{-}0{,}76n_2 \quad (26)$$

Con las ecuaciones generadas, se procede a ubicar los ejes de movimientos y ubicación de cada una de las articulaciones considerando la falange, falangina y falangeta en dos y tres dimensiones de la mano en estudio (figura 7).

Figura 7
Ubicación de los ejes en los dedos meñique y anular

Fuente: los autores

Se ubica el eje de rotación y los eslabones para el análisis cinemático en Matlab como se muestra en la figura 7.

El cuadro DHS resultante considera los siguientes parámetros:

αi = el ángulo formado entre los ejes Z
ai = la longitud perpendicular entre los ejes Z
θi = se considera si es rotacional o prismático
di = la distancia perpendicular entre los ejes X

Se ubican los parámetros de cada variable en la tabla 2.

Tabla 2
Cuadro DHS para el dedo índice

Eslabón	αi	ai (mm)	θi	di (mm)
1	-90	0	θ1	0
2	-90	76	θ2	0
3	0	42	θ4	0
4	0	25	θ5	0
5	0	18	θ6	0

Fuente: los autores

Con el cuadro DHS se realiza la programación en Matlab para obtener los parámetros de los ángulos y rotaciones determinadas:

% Simulación del dedo índice impreso 3D para las señales electromiográficas

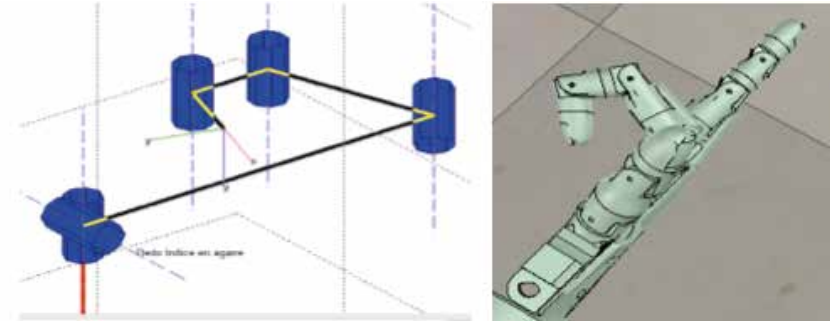
```
clear L
% Alpha a Theta d
L{1} = link([-pi/2 0 0 0 0], 'standard');
L{2} = link([-pi/2 .76 0 0 0], 'standard');
L{3} = link([0 .42 0 0 0], 'standard');
L{4} = link([0 .25 0 0 0], 'standard');
L{5} = link([0 .18 0 0 0], 'standard');
qz = [0 0 0 0 0 0];
qr = [0 pi/2 -pi/2 0 0 0];
```

```
qstretch = [0 0 -pi/2 0 0 0];
indice = robot(L, 'Dedo Indice', 'Unimation', 'params of 8/95');
clear L
indice.name = 'Dedo Índice';
indice.manuf = 'Unimation';
drivebot(indice);
title
```

(Diagrama del dedo índice impresa en 3D para las señales electromiográficas)

Al indicar el comando Drivebot y un zoom en la simulación de Matlab, se puede observar los movimientos que realiza cada uno de los dedos en comparación con el modelado de la mano impresa.

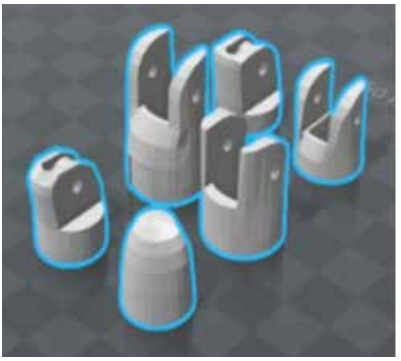
Figura 8
Simulación y desplazamientos del dedo índice



Fuente: los autores

Se simula cada dedo, verificando la mano completa en Matlab y SolidWorks con su respectiva ubicación dentro de las coordenadas y verificación de interferencias en la simulación. Con la simulación del análisis cinemático y el ensamble de las partes se imprime la prótesis de mano en una impresora 3D con el material adecuado, en este caso el PLA, como se muestra en la figura 9.

Figura 9
Piezas y ensamble de la mano impresa



Fuente: los autores

Para el desarrollo del sistema de control se parte por establecer una comunicación directa del microcontrolador con el brazalete, se carga sobre el IDE de programación de Arduino la librería disponible para manejo del brazalete MyoController.

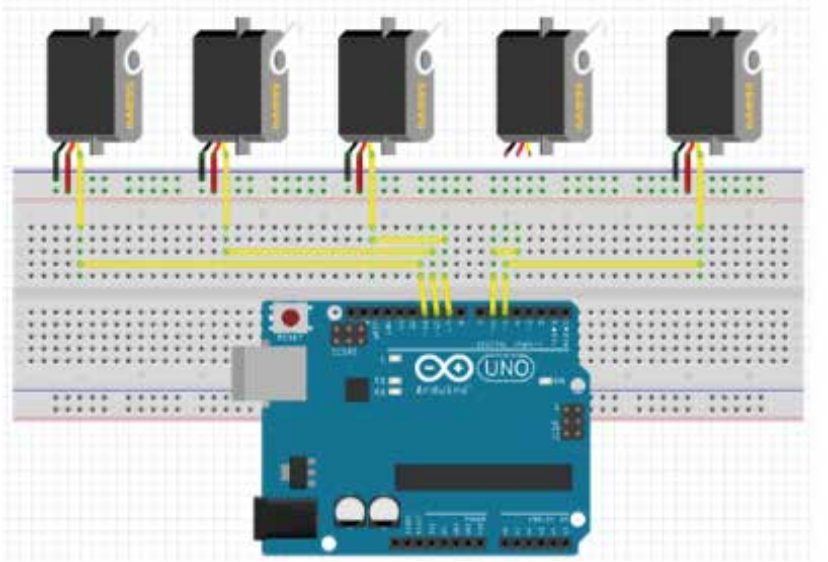
En el bloque de ejemplos de la librería IDE consta un *sketch* denominado Simple Output From Poses Arduino que representa la base para trabajar con el brazalete, en este *sketch* —por medio de la definición de variables— se asignan las cinco principales regiones de evaluación del antebrazo a un pin digital del microcontrolador.

```
#include <MyoController.h>
#define FIST_PIN 5
#define WAVEIN_PIN 6
#define WAVEOUT_PIN 8
#define FINGERSSPREAD_PIN 9
#define DOUBLETAP_PIN 10
```

La asignación de pines puede variar según la disponibilidad que se tenga en el microcontrolador.

En base a la integración de las señales EMG al Arduino se administra la funcionalidad de los servomotores que gobiernan el movimiento de la prótesis, obteniéndose un sistema de control en lazo abierto como se observa en la figura 10.

Figura 10
Conexiones del microcontrolador hacia los servomotores



Fuente: los autores

El funcionamiento del brazalete tendrá mayor precisión pasando por un proceso de calibración ejecutado bajo la plataforma MyoConnect. El procedimiento de calibración consiste en realizar cada gesto dentro de la interfaz MyoConnect que crea automáticamente el nuevo perfil una vez que los pasos de la calibración hayan concluido.

La tabla 3 muestra los ángulos funcionales de cada uno de los dedos de la figura 11, en flexión y extensión, en comparación con una mano humana real, en cada una de las articulaciones con referencia entre sus eslabones.

Figura 11
Ángulos de cierre de los dedos de la mano impresa

Fuente: los autores

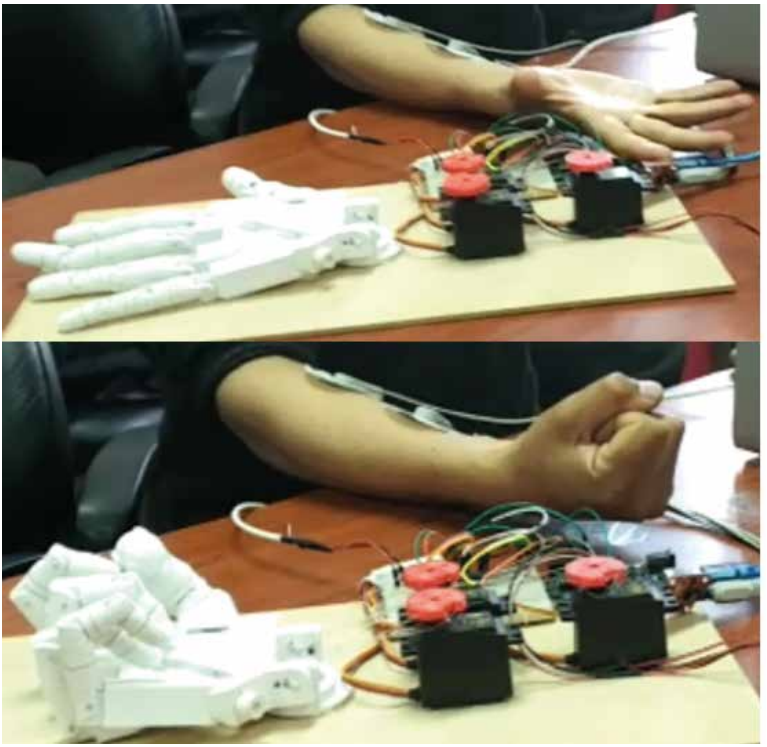
Tabla 3
Comparación de movimientos del dedo índice

		Mano robótica		Mano humana	
Dedo	**Articulación**	**Flexión (°)**	**Extensión (°)**	**Flexión (°)**	**Extensión (°)**
Pulgar	PIP	89	0	89	0
	MCP	85	0	85	0
Índice	DIP	79	5	82	0
	PIP	76	4	77	0
	MCP	81	3	82	0
Medio	DIP	79	5	82	0
	PIP	76	4	77	0
	MCP	81	3	82	0
Anular	DIP	79	5	82	0
	PIP	76	4	77	0
	MCP	81	3	82	0
Meñique	DIP	79	5	82	0
	PIP	76	4	77	0
	MCP	81	3	82	0

Fuente: los autores

Para comprobar la utilidad de la prótesis se realiza una tabla de movimientos de cada uno de los dedos en base a las señales mioeléctricas y el adiestramiento de esta tecnología para su inserción como prótesis para una persona discapacitada con MCP: metacarpofalangica, PIP: interfalangica proximal o DIP: interfalangica distal, mostrada en la figura 12. Como porcentaje de efectividad determinado en la tabla 4, al sumar los porcentajes totales y dividir para las nueve pruebas realizadas, se obtiene un promedio del 97% de efectividad, generando una buena expectativa en la utilización como prótesis para una persona con discapacidad.

Figura 12
Pruebas de funcionamiento



Fuente: los autores

Tabla 4
Pruebas de funcionamiento de la mano

Prueba	Descripción	Intentos exitosos	Intentos fallidos	Número de intentos	Efectividad %
1	Cerrar la mano	30	0	30	100
2	Abrir la mano	30	0	30	100
3	Dedo pulgar	30	0	30	100
4	Dedo índice	30	0	30	100
5	Dedo medio	30	0	30	100
6	Dedo anular	30	0	30	100
7	Dedo meñique	30	0	30	100
8	Tomar objetos y soltar	26	4	30	86,7
9	Tomar una botella y soltar	26	4	30	86,7

Fuente: los autores

Discusión

La prótesis robótica de mano obtenida posee una estructura robusta y resistente, lograda a partir del modelado, simulación e impresión en 3D en material PLA. El control de movimientos de la prótesis está gobernado por una tarjeta Arduino que mediante algoritmos preprogramados cumple con funciones relevantes al momento de relacionar el sistema con el entorno. Realiza la adquisición de la información del brazalete mioeléctrico MYO mediante un módulo auxiliar de Bluetooth HC-06. Procesa las señales EMG y gestiona el funcionamiento de los actuadores eléctricos, en este caso servomotores Hitec-311. El sistema diseñado permitirá un rápido y confiable adiestramiento del paciente-usuario de la prótesis y se proyecta que el tipo de control empleado en este trabajo por medio de señales electromiográficas se lo puede aplicar a otro tipo de prótesis en otros casos de estudio.

Conclusiones

El modelado en base a medidas reales antropométricas tomadas de cada paciente permite el diseño de prótesis personalizadas y gracias al "efecto *mirror*" se mantiene la estética de la persona, proporcionando un recurso importante para su inclusión y mejora en la vida diría.

Por medio del análisis cinemático de la prótesis se obtuvo un modelo DHS que facilita la simulación dentro del entorno del software Matlab, para así determinar los rangos de movimientos que puede ejecutar la prótesis.

El microcontrolador Atmega 2560 montado sobre el sistema embebido Arduino interactúa con el entorno del sistema por medio de la adquisición de señales, procesamiento de las mismas y la emisión de una cadena de instrucciones hacia los actuadores del sistema.

Con las pruebas de funcionamiento y adiestramiento se logra una efectividad del 97%, creando un protocolo de pruebas en la inserción de esta tecnología como paso previo a la ubicación en pacientes reales.

Referencias

Banguero, L., Herrera, A. y Jaramillo, R. (2006). *SEMG para control de prótesis mioeléctricas*. Antioquía, Colombia: Escuela de Ingeniería de Antioquia (ETA) e Instituto de ciencias de la salud (CES).

Ciencia y Tecnología. (2016). *MYO: un brazalete para controlar gadgets a través de movimientos*. Recuperado de http://www.mibrujula.com/myo-un-brazalete-para-controlar-gadgets-a-traves-del-movimiento/

CONADIS. (2017). *Agenda nacional para la igualdad en discapacidades 2013-2017*. Recuperado de http://riberdis.cedd.net/bitstream/handle/11181/5043/Agenda_nacional_discapacidades.pdf?sequence=1&rd=0031556115718191

Craig, J. J. (2006). *Robótica*. Pearson. Recuperado de https://books.google.com.ec/books?id=hRzOp_qdxG8C&dq=robotica&source=gbs_navlinks_s

Escobar, C. (2013). *El material de impresión ABS y sus características*. Recuperado de https://impresoras3d.com/blogs/noticias/102832135-el-material-de-impresion-abs-y-sus-caracteristicas

Hawking, S. W., Chan, M. y Zoellick, R. B. (2011). *Informe mundial sobre la discapacidad.* OMS. Recuperado de http://www.who.int/disabilities/world_report/2011/accessible_es.pdf

López, J. (2015). *Mejora humana y dopaje.* Madrid: REUS. Recuperado de https://books.google.com.ec/books?id=6hmyCQAAQBAJ&pg=PA49&dq=-que+son+exoesqueletos&hl=es-419&sa=X&ved=0ahUKEwim7Z-bKu8PVAhVSgCYKHZP4B1MQ6AEINjAD#v=onepage&q=que%20son%20exoesqueletos&f=false

Lotti, F. y Vassura, G. (2002). *A novel approach to mechanical design of articulated fingers for robotic hands.* International Conference on Intelligent Robots and System, (nº 2, pp. 1687-1692).

Mouri, T., Kawasaki, H. y Umebayashi, K. (2005). *Developments of new anthropomorphic robot hand and its master slave system.* International Conference on Intelligent Robots and Systems, (pp. 3225-3230).

Puglisi, L. y Moreno, H. (2013). *Curso de servicio de prótesis.* Grupo de Robótica y Cibernética. Recuperado de www.disam.upm.es/~barrientos/Curso_Robots_Servicio/R_servicio/Protesis_files/Protesis%20roboticas.pdf

Reichel, M. (2004). *The Shadow Robot Company. Transformation of shadow dextrous hand and shadow _nger test unit from prototype to product for intelligent manipulation and grasping.* International Conference on Intelligent Manipulation and Grasping.

Salazar, A. (2005). *Diseño e implementación de un sistema de control que utilice señales electromiográficas para activar una prótesis mioeléctrica.* Antioquía, Colombia: Escuela de Ingeniería de Antioquia (ETA) e Instituto de ciencias de la salud (CES).

SlideShare. (2013). *El sistema esquelético: información muy importante.* Recuperado de https://es.slideshare.net/rosaangelica30/el-sistema-esqueltico-informacin-muy-importante

Señales EEG integradas a sistemas embebidos para el control de un exoesqueleto de mano para rehabilitación motora

Eduardo García C.[1]
Jhonny Orozco R.[2]
Gloria Miño C.[3]
Carlos Santillán M.[4]
y Carlos Serrano A.[5]

Resumen

El presente trabajo describe la implementación de un equipo asistente para el proceso de rehabilitación de la actividad motora de la mano en personas que han sufrido un accidente cerebrovascular; consta de un exoesqueleto electromecánico adaptable a la mano del afectado, para por medio de él incitar movimientos definidos para cierre, apertura del miembro y movimientos individuales de los dedos. El sistema de control está basado en los sistemas embebidos Raspberry Pi, Arduino y una diadema sensorial MindWave de NeuroSky, integrados a través de algoritmos desarrollados sobre Python que permiten al exoesqueleto trabajar bajo secuencias preestablecidas mediante programación o excitado por señales electroencefalográficas. Con la consumación del sistema se tiene como resultado palpable un exoesqueleto de mano ensamblado por piezas impresas en 3D en material PLA, actuadores eléctricos y una interfaz visual configurable por código que en base a pruebas demuestra su eficiencia. Se obtuvo un prototipo compacto con un sistema robusto de

1 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (ingjmorozco@gmail.com).
2 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (edugarciac_87@hotmail.com).
3 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (gloria.mino@espoch.edu.ec).
4 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (carlos.santillan_m@espoch.edu.ec).
5 Escuela Superior Politécnica de Chimborazo, Carrera de Ingeniería Industrial, Riobamba, Ecuador (cserrano@espoch.edu.ec).

control con buenas prestaciones, que puede ser reproducido para cualquier otro tipo de exoesqueleto de otro miembro.[6]

Introducción

El cuerpo humano puede ser comparado con una máquina donde cada una de sus partes resulta indispensable para su normal funcionamiento; diversas situaciones generan el desgaste, ruptura, inmovilidad y hasta pérdida de miembros en las personas, la presente investigación se refiere al desarrollo de un sistema enfocado a la rehabilitación motora de la mano de una persona que ha sufrido un accidente cerebrovascular, es decir, todos aquellos trastornos en los cuales se daña un área del cerebro en forma permanente o transitoria. Los accidentes cerebrovasculares pueden ser: accidente cerebrovascular isquémico que ocurre cuando un vaso sanguíneo que irriga sangre al cerebro resulta bloqueado por un coágulo de sangre y accidente cerebrovascular hemorrágico que se da cuando un vaso sanguíneo en una parte del cerebro se debilita y se rompe provocando que la sangre se escape hacia el cerebro (Sell, 2000).

Las consecuencias de un derrame cerebrovascular pueden ser en ciertos casos imperceptibles mientras que en otros se ven reflejadas en la pérdida del equilibrio, pérdida de la coordinación, debilidad muscular en la cara, el brazo o la pierna (por lo regular solo en un lado), torpeza, confusión, pérdida de memoria, entre otras (CDE, 2010).

En un accidente cerebrovascular el tratamiento inmediato influye mucho en el grado de afección del mismo. Luego del accidente, al evaluar las afecciones, se determina un tratamiento a largo plazo para ayudarle al paciente a recuperar la mayor funcionalidad posible y prevenir accidentes cerebrovasculares futuros (CDE, 2010).

6 Nomenclatura: EEG = Electroencefalográfica, Raspi = Raspberry Pi, COM = Puerto Serial, MAC = Media Access Control.

En el Ecuador, a comparación con las tasas de hemorragia a nivel mundial, la cifra es demasiado alta: 5 veces más alta que en Estados Unidos y Europa, en donde la tasa es del 6,7% (Mosquera, 2016). Cada vez es mayor el riesgo de sufrir un accidente cerebrovascular y se proyecta un incremento considerable en la prevalencia de esta afección, llegando a cifras que sobrepasarán los cuatro millones de casos para el año 2030 con un incremento estimado del 24,9% de la prevalencia respecto a la actual (Enríquez y Narváez, 2014).

La terapia física para personas que han sufrido un accidente cerebrovascular está dada acorde al grado de afección y de la parte afectada, esta actividad requiere la presencia de un fisioterapeuta lo que implica para el paciente un gasto y un tiempo más largo de recuperación (Sosa-Méndez, *et al.*, 2017).

Estimando la continua situación de accidentes cerebrovasculares, se plantea dotar de una herramienta para rehabilitación dentro de los tratamientos a largo plazo para casos de pérdida de movilidad o presentación de debilidad muscular en la mano, miembro que resulta ser una parte fundamental del cuerpo humano pues permite realizar infinitas actividades trascendentes para el desarrollo de la vida cotidiana. Por ello precisamente perder la movilidad en este miembro genera una gran limitación para atender las necesidades que se presentan a cada instante. Actualmente, hay una variedad de aparatos para manos que permiten o facilitan el movimiento o el funcionamiento de esta. Sin embargo, muchos de estos novedosos aparatos para mano tienen sofisticados mecanismos de activación, requiriendo el uso de fuerzas externas, dificultando el mantenimiento y el aprendizaje de su funcionamiento (Peña, 2015).

El propuesto sistema de rehabilitación propuesto consta de un exoesqueleto de mano, que es un dispositivo biomecánico que se adapta externamente, sobre la región anatómica del miembro, para mejorar la funcionalidad del sistema o músculo mediante actividades de repetición de movimientos (Aguirre y Balza, 2015).

El uso de sistemas embebidos encontrados comúnmente en el mercado como son las tarjetas de la plataforma Arduino —una placa hardware libre que incorpora un microcontrolador reprogramable y una serie de pines-hembra los cuales están unidos internamente a las patillas de E/S del microcontrolador— permiten conectar allí de forma muy sencilla y cómoda diferentes sensores y actuadores (Llinares y Nadal, 2015).

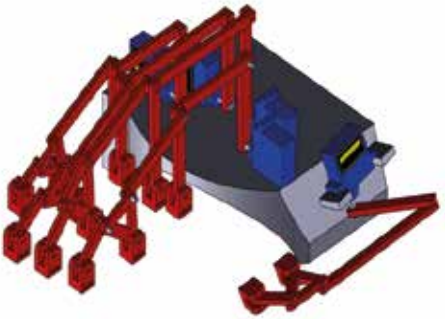
Raspi es una placa computadora de bajo costo, se podría decir que es un ordenador de tamaño reducido desnudo de todos los accesorios que se pueden eliminar sin que afecte a su funcionamiento básico. Está formada por una placa que soporta varios componentes necesarios en un ordenador común y es capaz de comportarse como tal (Artero, 2013). Los sistemas de control basados en hardware y software de la gama *open source* permiten el desarrollo del sistema con menor inversión, enfocados a la generación de un sistema de bajo costo accesible para pacientes sin importar su condición social.

Diseño del exoesqueleto

El exoesqueleto de mano empleado en este trabajo se lo modeló utilizando el software SolidWorks para realizar el ensamble en su totalidad. Además de la simulación de los distintos movimientos para las articulaciones, presenta un tamaño fijo en base a la necesidad del caso de estudio. Cuenta con cinco grados de libertad directos, contemplados cada uno de ellos como el movimiento individual de cada dedo.

El diseño del exoesqueleto cuenta con una base para soporte y anclaje de los actuadores para la generación del movimiento; la estructura de los dedos se diseñó en base a un conjunto de eslabones interconectados donde la unión de cada uno de ellos representa una articulación, como se muestra en la figura 1.

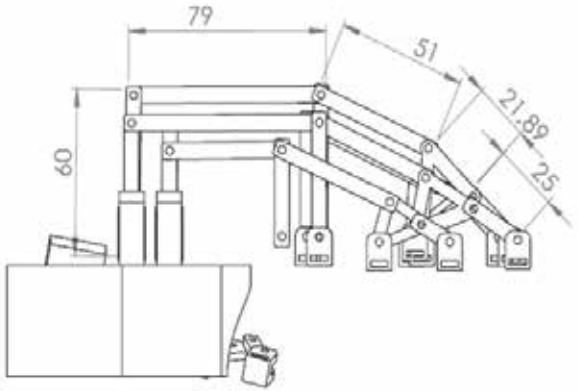
Figura 1
Diseño 3D del exoesqueleto de mano



Fuente: los autores

La estructura del dedo pulgar está formada de 4 eslabones; los dedos: índice, medio, anular y meñique, disponen de 5 eslabones. En la figura 2 se cita un ejemplo de toma de medidas de los eslabones que conforman el dedo medio.

Figura 2
Acotación eslabones del dedo medio



Fuente: los autores

Las medidas empleadas en el diseño para cada eslabón que conforma la estructura de los dedos del exoesqueleto del caso de estudio, se presentan en la siguiente tabla:

Tabla 1
Medidas eslabones del exoesqueleto

Dedo	Eslabón 1 (mm)	Eslabón 2 (mm)	Eslabón 3 (mm)	Eslabón 4 (mm)	Eslabón 5 (mm)
Pulgar	48	73	16	23	
Índice	50	59	51	16	25
Medio	60	79	51	22	25
Anular	50	79	51	18	25
Meñique	40	49	51	15	17

Fuente: los autores

Con el fin de explicar el movimiento en el espacio en función del tiempo, se realiza el análisis matemático de la cinemática directa del exoesqueleto, en este documento se mostrará como ejemplo el análisis cinemático del dedo índice, donde según un sistema de coordenadas tomado como referencia, se determina la relación entre la posición y la orientación del efector final del dedo del exoesqueleto, partiendo de los valores conocidos de las articulaciones y los parámetros geométricos de los eslabones planteados en la tabla 1.

Para el análisis cinemático directo se utiliza el método sistematizado de Denavit-Hartenberg, que establece la selección de un sistema de coordenadas para cada eslabón y sintetizar la obtención de las matrices de cambio de base ${}^{i-1}A_i$ entre el sistema asociado al eslabón i–1 y al eslabón i (De Lima, 2016).

Esta relación entre dos eslabones rígidos consecutivos unidos por una articulación a través de una matriz ${}^{i-1}A_i$ está dada en función de 4 parámetros, como se denota en la tabla 2 (α, a, θ, d), asociados a 4 mo-

vimientos consecutivos: rotación y traslación en z, seguidos de la traslación y rotación en x (De Lima, 2016).

Tabla 2
Matriz D-H

Eslabón	αi	ai (mm)	θi	di (mm)
1	-90	0	θ1	0
2	-90	50	θ2	0
3	90	59	θ3	0
4	0	51	θ4	0
5	0	16	θ5	0
6	0	25	θ6	0

Fuente: los autores

Generando las matrices de los eslabones de acuerdo a la aplicación del método adoptado para el análisis se obtiene:

$$\mathbf{A_1} = \begin{bmatrix} \mathbf{a_1} & \mathbf{0} & \mathbf{-b_1} & \mathbf{0} \\ \mathbf{b_1} & \mathbf{0} & \mathbf{a_1} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{-1} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \tag{1}$$

$$\boldsymbol{A_2} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{a_2} & \mathbf{0} & \boldsymbol{-b_2} & \boldsymbol{0.50a_2} \\ \boldsymbol{b_2} & \mathbf{0} & \boldsymbol{a_2} & \boldsymbol{0.50b_2} \\ \mathbf{0} & \mathbf{-1} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \tag{2}$$

$$\boldsymbol{A_3} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{a_3} & \mathbf{0} & \boldsymbol{-b_3} & \boldsymbol{0.59a_3} \\ \boldsymbol{b_3} & \mathbf{0} & \boldsymbol{a_3} & \boldsymbol{0.59b_3} \\ \mathbf{0} & \mathbf{-1} & \mathbf{0} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \tag{3}$$

$$\mathbf{A_4} = \begin{bmatrix} \mathbf{a_4} & \mathbf{0} & \mathbf{-b_4} & \mathbf{0.51a_4} \\ \mathbf{b_4} & \mathbf{0} & \mathbf{a_4} & \mathbf{0.51b_4} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \tag{4}$$

$$\mathbf{A_5} = \begin{bmatrix} \mathbf{a_5} & \mathbf{-b_5} & \mathbf{0} & \mathbf{0.16a_5} \\ \mathbf{b_5} & \mathbf{a_5} & \mathbf{0} & \mathbf{0.16b_5} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \quad (5)$$

$$\boldsymbol{A_6} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{a_6} & \boldsymbol{-b_6} & \mathbf{0} & \mathbf{0.25a_6} \\ \boldsymbol{b_6} & \boldsymbol{a_6} & \mathbf{0} & \mathbf{0.25b_6} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} & \mathbf{0} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \quad (6)$$

Al multiplicar las matrices generadas se obtiene la matriz base T_n entre los eslabones asociados desde la base al extremo del dedo del exoesqueleto. La matriz base para el dedo índice se plantea:

$$\boldsymbol{T = A_1{*}A_2{*}A_3{*}A_4{*}A_5{*}A_6} \quad (7)$$

Inicialmente, se plantea la solución genérica de la matriz global de transformación y se obtiene de la siguiente manera:

$$\boldsymbol{T} = \begin{bmatrix} \boldsymbol{R_{11}} & \boldsymbol{R_{12}} & \boldsymbol{R_{13}} & \boldsymbol{P_x} \\ \boldsymbol{R_{21}} & \boldsymbol{R_{22}} & \boldsymbol{R_{23}} & \boldsymbol{P_y} \\ \boldsymbol{R_{31}} & \boldsymbol{R_{32}} & \boldsymbol{R_{33}} & \boldsymbol{P_z} \\ \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{0} & \mathbf{1} \end{bmatrix} \quad (8)$$

Donde la matriz T contiene la matriz rotacional y el vector de posición escalado.

Requerimientos del sistema

Requerimientos mecánicos

- Reproducir por medio del exoesqueleto la apertura y cierre de la mano.
- Generar el movimiento individual de los dedos por acción del exoesqueleto.

Requerimientos de operación

- Ejecutar acciones sobre los actuadores del exoesqueleto (secuencias pre-programadas).

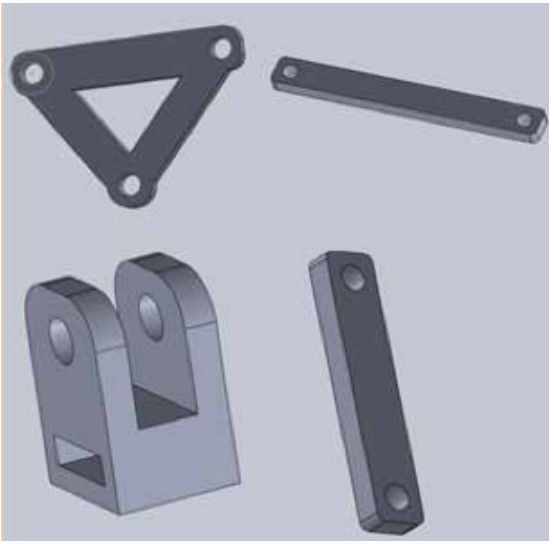
- Interactuar con el exoesqueleto por medio de señales EEG.
- Disponer de una interfaz visual para el *seteo* de variables del sistema (tiempo de ejecución de instrucciones o número de repeticiones).

Implementación del prototipo

Ensamble del exoesqueleto

Para la solidificación del diseño montado en SolidWorks se utiliza tecnología de impresión 3D en material PLA, por ser un material ligero y resistente. En la misma plataforma de desarrollo se genera un archivo de formato STL compatible con software de impresión 3D en el que se realizan correcciones del diseño y se fija el relleno o mallado para la impresión.

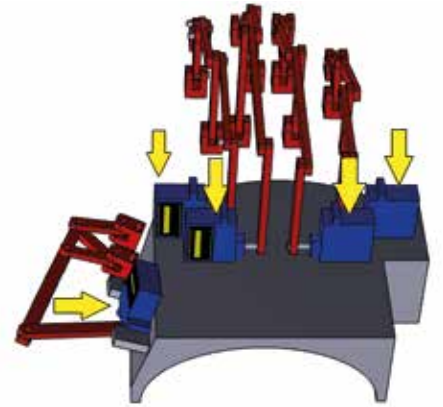
Figura 3
Despiece para impresión 3D



Fuente: los autores

El movimiento del exoesqueleto está gobernado por la acción de actuadores eléctricos, en este caso micro-servomotores Tower Pro SG90 que para su funcionamiento hacen uso de la modulación por ancho de pulso (PWM) en un rango manipulable de 500 a 2 400 μs; con una alimentación de 4,8 voltios estos actuadores generan un torque de hasta 1,8 kg-cm.

Figura 4
Distribución de actuadores



Fuente: los autores

En la figura 4 se observa que para cada dedo se ha asignado un actuador que permite su movimiento gradual en un rango de 180 grados, por característica propia de los micro-servos.

Sistema de control por secuencias pre–programadas

La forma de control empleada para el manejo de los actuadores del exoesqueleto está centralizada en el sistema embebido Arduino UNO, basado en un microcontrolador ATmega 328, que se encarga de la generación de los pulsos necesarios para hacer que el exoesqueleto consiga movimientos específicos, los mismos que están previamente

definidos mediante bloques de funciones programadas y cargadas previamente en el microcontrolador.

Sistema de control por señales EEG

Las señales EEG son señales que se las obtiene a partir de la ubicación estratégica de electrodos que miden impulsos eléctricos generados por el cerebro para la ejecución de acciones sobre cada uno de los componentes que conforman el cuerpo humano (Ron Angevin, 2015). Las EEG mediante estudios científicos han definido frecuencias y amplitudes de voltaje de señales cerebrales que caracterizan el estado mental de una persona. La tabla 3 muestra los cinco ritmos cerebrales establecidos, donde el *ritmo delta* caracteriza en un adulto un sueño profundo y describe ondas lentas, *ritmo theta* se da en niños o en adultos se detecta como estrés —las ondas de frecuencias más bajas de *theta* representan la delgada línea entre estar despierto o en estado de sueño—, *ritmo alfa* se presenta en estado de poca actividad mental o en estado de relajación con los ojos cerrados —son ondas lentas—, *ritmo beta* se define para estados de concentración mental y también se encuentra relacionado con instrucciones directas hacia el movimiento de extremidades y el ritmo —las ondas son pequeñas y rápidas—, y *ritmo gama* cuya amplitud de ondas es pequeña y su ocurrencia es rara y se lo relaciona con ciertas enfermedades del cerebro (Ron Angevin, 2015; Sanei y Chambers, 2007).

Tabla 3
Frecuencias y amplitudes de señales EEG

Ritmos	Banda de frecuencia (Hz)	Amplitud de señal (μv)
Delta (δ)	0,5 - 3,5	20 - 200
Theta (θ)	4 - 7	20 - 100
Alfa (α)	8 - 13	20 - 60
Beta (β)	14 - 30	2 - 20
Gama (γ)	8 - 13	10 - 50

Fuente: De Lima, 2016

Actualmente existen dispositivos capaces de captar estas señales cerebrales por medio de la colocación de electrodos, que a través de la detección de un diferencial de potencial determinan el nivel de voltaje que produce la señal cerebral. La colocación de los electrodos puede ser del tipo invasiva (cuando es a través de procedimientos quirúrgicos se realiza su colocación en la masa misma del cerebro definiendo con un elevado grado de precisión la fluctuación de estas señales en zonas específicas) y también se pueden ubicar de forma no invasiva detectando las señales a través del cuero cabelludo de la persona (Sanei y Chambers, 2007).

Como opción de control de los actuadores del exoesqueleto para la ejecución de su movimiento se emplean señales EEG adquiridas con la diadema sensorial MindWave Mobile de la empresa NeuroSky.

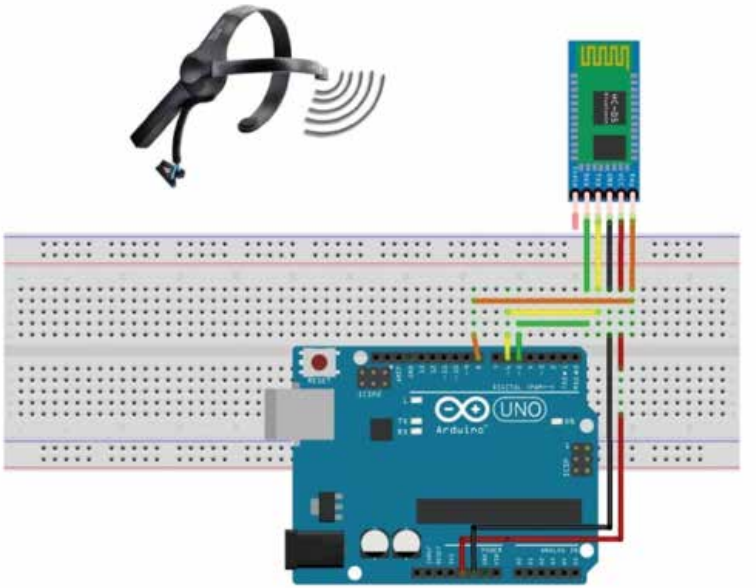
Figura 5
MindWave colocado en una persona

Fuente: los autores

El dispositivo MindWave Mobile mide y emite de forma segura los ritmos de EEG. Está basado en medidores eSense NeuroSky que determinan el grado de concentración y meditación. El dispositivo está compuesto por un auricular, un clip auricular y un brazo sensor. Los electrodos de referencia y de tierra del auricular están en el clip para el oído y el electrodo EEG está en el brazo del sensor, descansando sobre la frente encima del ojo (Larsen, s/f).

El dispositivo para la emisión de información maneja una interfaz inalámbrica Bluetooth. Se emplea este recurso para relacionarlo con el microcontrolador a través del módulo Bluetooth HC-05 de Arduino. La figura 6 describe las conexiones con las que se relacionan los dispositivos para la generación de un control en base a señales EEG.

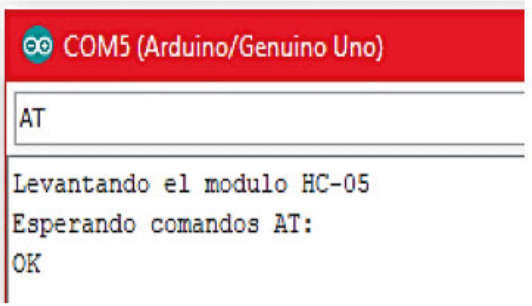
Figura 6
Adquisición y procesamiento de señales EEG



Fuente: los autores

Para asociar el sistema embebido Arduino UNO y la MindWave se debe configurar de manera especial el módulo Bluetooth, definiéndolo en modo AT; para esto se carga el *sketch* de configuración del HC-05 y se habilita el modo de configuración que por medio de la inserción de códigos AT permiten, fijar el nombre del dispositivo (AT+NAME = <PARÁMETRO>), definir su rol (AT+ROLE = 1 maestro, AT+ROLE = 0 esclavo), la velocidad de transferencia (AT+UART = ?), establecer una contraseña o *password* (AT+PSWD = *****), conectarse con otros dispositivos (AT+CMODE = 0 dispositivo específico, AT+CMODE = 1 dispositivos disponibles), entre otros.

Figura 7
Modo de configuración HC-05



Fuente: los autores

La vinculación de la diadema sensorial con el microcontrolador se establece por códigos en el módulo HC-05, la conexión con un dispositivo específico AT+CMODE = 1, donde para la identificación de este se asigna su dirección MAC por medio del comando AT+BIND = A0E6,F8,F7B935 seguido de sentencias propias para la configuración del módulo AT+INIT, AT+IAC = 9E8B33, AT+CLASS = 0, AT+INQM = 1,9,48, AT+INQ para al final, previo a reiniciar el equipo, correr los comandos AT+PAIR= A0E6,F8,F7B935 y AT+LINK= A0E6,F8,F7B935 que sirven para el enlace de los dos dispositivos.

Una vez reiniciado el módulo HC-05, cargado el *sketch* en el microcontrolador, se encienden para verificación de conectividad entre los dispositivos, donde las señales EEG emitidas por la diadema serán procesadas y analizadas a través de líneas de código en el microcontrolador para el manejo de los actuadores.

Interfaz de configuración

Raspi es un ordenador de placa reducida de bajo costo, se podría considerar como un minicomputador diseñado para ejecutar varias versiones del sistema operativo GNU/Linux. Para la presente implementación se utiliza Raspbian (Siegle, 2015).

Los hardware de código abierto como Arduino y Raspi han sido desarrollados para ser usados en diferentes aplicaciones, dando soluciones más económicas con las mismas prestaciones y rendimiento que una solución creada por una compañía especializada (Siegle, 2015).

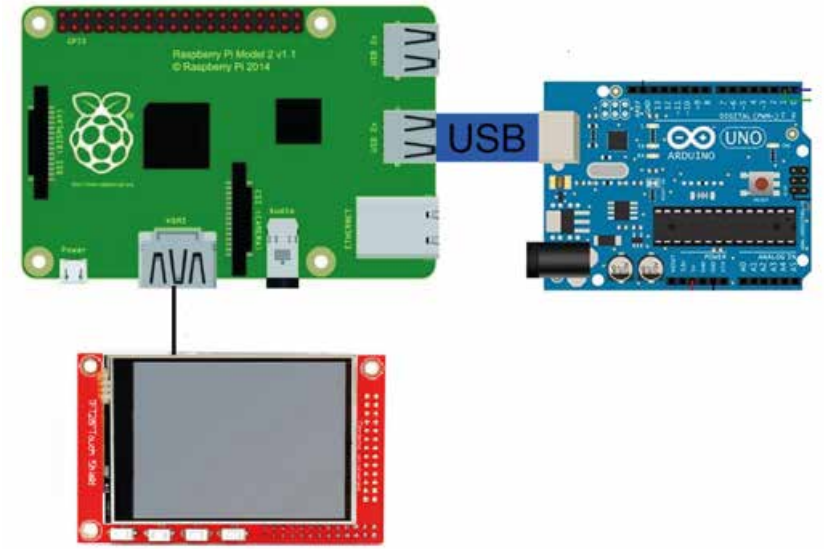
La integración de los sistemas embebidos Arduino y Raspi se realiza a través del microcontrolador con el fin de interactuar con el entorno de aplicación, en este caso realizar la adquisición de las señales EEG e interactuar directamente con los actuadores del exoesqueleto. Mientras que la Raspberry Pi3 empleada en este caso, en conjunto con una pantalla táctil TFT de 4", se la emplea para dotar al sistema de un entorno visual.

La Raspi permite el desarrollo de aplicaciones en base a la programación sobre la plataforma Python como lenguaje de programación para el envío y adquisición de información en la tarjeta Arduino.

La comunicación entre los sistemas embebidos se realiza por medio de comunicación serial usando el puerto COM de Arduino y los puertos GPIO de la Raspi. Para relacionar el Arduino y la Raspi se emplea comunicación serial a través de los puertos COM, se parte de la configuración de la Raspberry donde inicialmente se instalan los recur-

sos necesarios para habilitar la mencionada comunicación con la sentencia: "sudo apt-get install python-serial".

Figura 8
Raspberry-Arduino



Fuente: los autores

Una vez levantado este servicio se procede con la creación de un bloque de programación sobre Python, al cual se accede por medio de la codificación nano "nombre_programa" en la que se incluye un identificador para el programa con la extensión PY.

El programa parte por habilitar el COM con la sentencia "import serial", luego se crea una variable que contenga el valor de la lectura del COM facilitado por el dispositivo conectado al puerto asignado por defecto al ttyACM0, se fija también la velocidad de comunicación y el tiempo de barrido al puerto, la sintaxis de esta instrucción está dada:

Arduino=serial.Serial('dev/ttyACM0,baudrate=9600,timeout=5.0).

Posterior a la asignación y configuración del puerto se procede con la normal programación con operaciones de lectura o escritura de variables y secuencias predefinidas de señales para los actuadores para el control de movimientos del exoesqueleto.

Resultados

Como resultado del análisis cinemático operando las matrices de cambio de base se obtienen los componentes rotacionales globales (R_{11}, R_{12}, R_{13}, R_{21}, R_{22}, R_{23}, R_{31}, R_{32}, R_{33}) de la matriz base:

$$R_{11}=a_1a_2a_3a_4a_5a_6-a_1a_2a_3a_4b_5b_6+b_1b_3a_4a_5a_6-b_1b_3a_4b_5b_6+a_1b_2a_5a_6b_4-a_1b_2b_4b_5b_6 \quad (9)$$

$$R_{12}= a_1a_2a_3a_4a_5b_6-a_1a_2a_3a_4b_5a_6-b_1b_3a_4a_5b_6-b_1b_3a_4b_5a_6-a_1b_2a_5b_4b_6-a_1b_2a_6b_4b_5 \quad (10)$$

$$R_{13}= -a_1a_2a_3b_4-b_1b_3b_4+a_1b_2a_4-a_1a_2b_3+b_1a_3 \quad (11)$$

$$R_{21}= a_2a_3b_1a_4a_5a_6-a_2a_3b_1a_4b_5b_6-a_4a_5a_6a_1b_3+a_1b_3a_4b_5b_6+b_1b_2a_5a_6b_4-b_1b_2b_4b_5b_6 \quad (12)$$

$$R_{22}= -a_2a_3b_1a_4a_5b_6-a_2a_3b_1a_4b_5a_6+a_1b_3a_4a_5b_6+a_1b_3a_4b_5a_6-a_5b_4b_6b_1b_2-b_1b_2a_6b_4b_5 \quad (13)$$

$$R_{23}= -a_2a_3b_1b_4+a_1b_3b_4+a_4b_1b_2-a_2b_1b_3-a_1a_3 \quad (14)$$

$$R_{31}= -a_3b_2a_4a_5a_6+a_3b_2a_4b_5b_6+a_2a_5a_6b_4-a_2b_4b_5b_6 \quad (15)$$

$$R_{32}= a_3b_2a_4a_5b_6+a_3b_2a_4b_5a_6-a_2a_5b_4b_6-a_6b_4b_5 \quad (16)$$

$$R_{33}= a_3b_2b_4+a_2a_4+b_2b_3 \quad (17)$$

Se hallan también los componentes del vector de posición escalado:

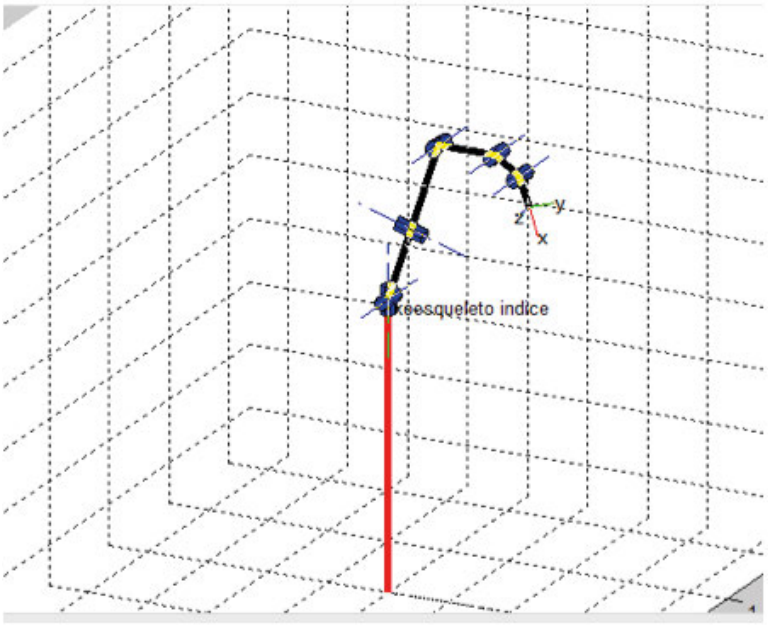
$$P_x = 0{,}25a_1a_2a_3a_4a_5a_6-0{,}25a_1a_2a_3a_4b_5b_6+ 0{,}16a_1a_2a_3a_4a_5+0{,}51a_1a_2a_3a_4$$
$$+0{,}25b_1b_3a_4a_5a_6-0{,}25b_1b_3a_4b_5b_6+0{,}16b_1b_3a_4a_5+0{,}51b_1b_3a_4$$
$$+0{,}25a_1b_2a_5a_6b_4-0{,}25a_1b_2b_4b_5b_6+0{,}16a_1b_2a_5b_4$$
$$+ 0{,}51a_1b_2b_4+0{,}59a_1a_2a_3+0{,}59a_3b_1+0{,}5a_1a_2 \quad (18)$$

$$P_y = 0{,}25a_2a_3b_1a_4a_5a_6-0{,}25a_2a_3b_1a_4b_5b_6+0{,}16a_2a_3b_1a_4a_5$$
$$+0{,}51a_2a_3b_1a_4-0{,}25a_1b_3a_4a_5a_6+0{,}25a_1b_3a_4b_5b_6-0{,}16a_1b_3a_4a_5-0{,}51a_1b_3a_4$$
$$+0{,}25b_1b_2a_5a_6b_4-0{,}25b_1b_2b_4b_5b_6+0{,}16b_1b_2a_5b_4+0{,}51b_1b_2b_4$$
$$+0{,}59a_2a_3b_1-0{,}59a_1b_3+0{,}5a_2b_1 \quad (19)$$

$$P_z = -0{,}25a_3a_4a_5a_6b_2+0{,}25a_3b_2a_4b_5b_6-0{,}16a_3b_2a_4a_5-0{,}51a_3b_2a_4$$
$$+0{,}25a_2a_5a_6b_4-0{,}25a_2b_4b_5b_6+ 0{,}16a_2a_5b_4+0{,}51a_2b_4-0{,}59a_3b_2-0{,}5b_2 \quad (20)$$

Además de utilizar Matlab como herramienta para la resolución de las operaciones matriciales, se empleó también para efectos de simulación, como se muestra en la figura 9.

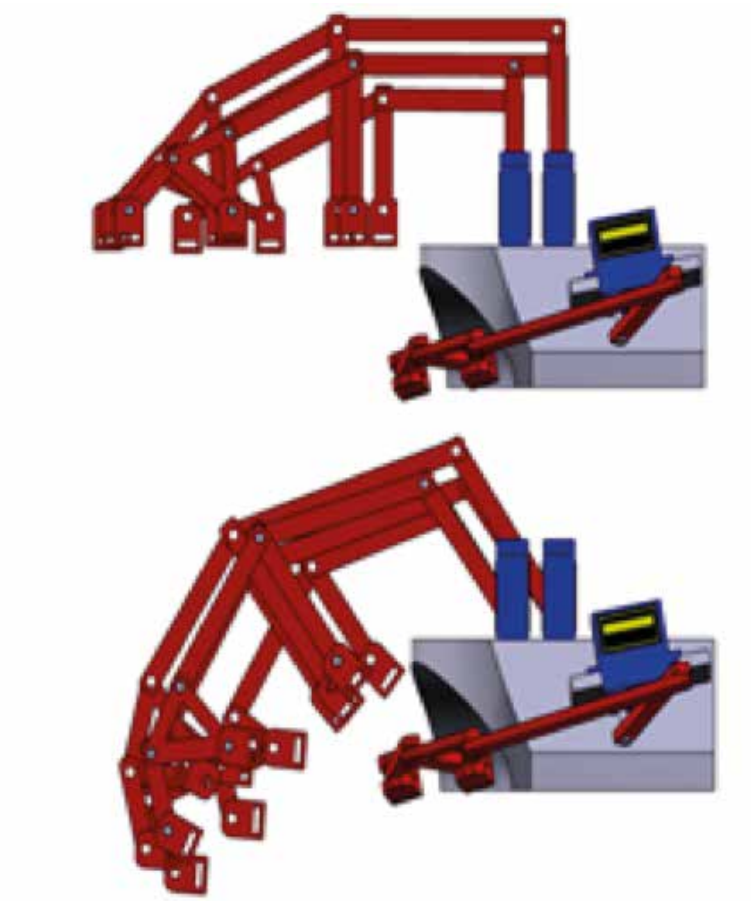
Figura 9
Simulación en Matlab del dedo índice



Fuente: los autores

El prototipo de exoesqueleto resultó ligero y resistente, adaptable a la mano de una persona en los rangos permisibles de las dimensiones establecidas en la tabla 1. En base al diseño mecánico aplicado es capaz de generar movimientos paralelos de los dedos permitiendo el cierre-apertura de la mano y el movimiento individual de los dedos, acciones relevantes para la rehabilitación motora de la mano de personas que por accidentes cerebrovasculares han perdido movilidad y fuerza en el mencionado miembro.

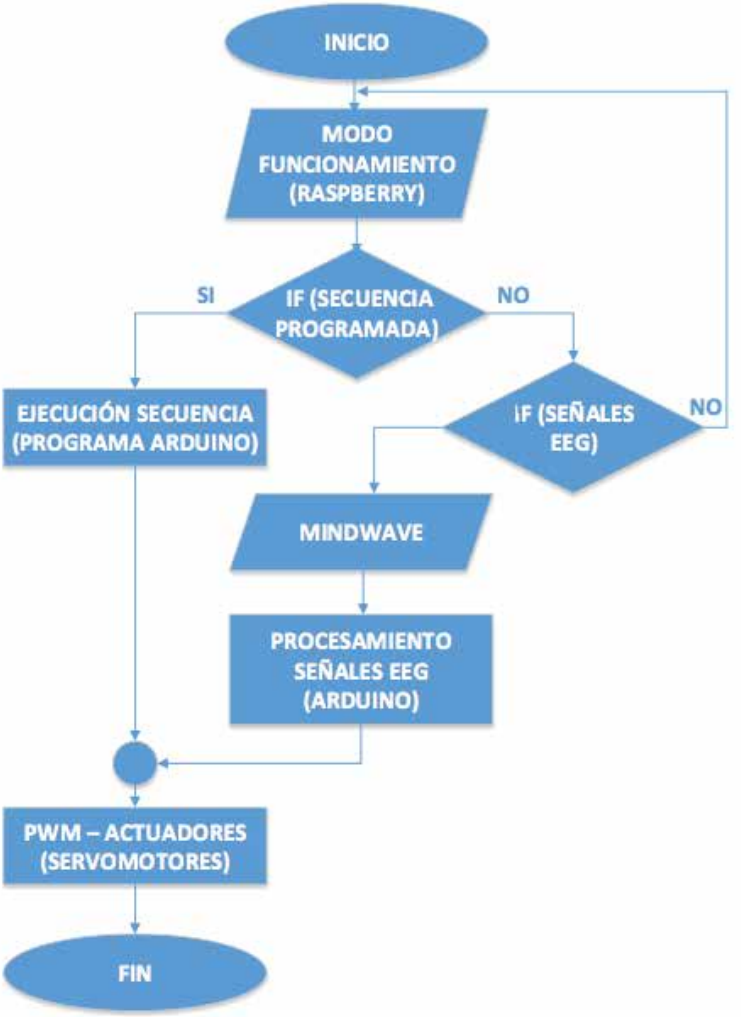
Figura 10
Exoesqueleto: estados de apertura-cierre de la mano



Fuente: los autores

La funcionalidad del exoesqueleto y la integración de los sistemas embebidos Arduino y Raspi se describen por medio de un diagrama de flujo mostrado en la figura 11.

Figura 11
Funcionalidad del sistema



Fuente: los autores

El control del exoesqueleto está gobernado por las instrucciones que sean asignadas por el operador del sistema desde la interfaz de la pantalla conectada a la Raspberry donde se encuentra en ejecución el programa elaborado en Python. Las posibles situaciones configurables desarrolladas en el sistema como son:

1. La selección del tipo de movimiento (A o B)
2. El tipo de control
   a. *Seteo* de tiempo
   b. *Seteo* número de repeticiones
   c. Por señales EEG

La ejecución de movimientos del exoesqueleto estará en función de la necesidad durante el proceso de rehabilitación, donde para la programación se asignó como movimiento A la apertura y cierre de la mano y como movimiento B el movimiento secuencial individual de los dedos.

El movimiento de apertura y cierre (comando A) se lo puede ajustar a través de la interfaz visual que presenta la Raspberry por medio de la pantalla táctil, ingresando un valor de tiempo en segundos, donde los actuadores eléctricos ejecutarán una secuencia de trabajo programada por el lapso de tiempo establecido. De igual manera también el mismo movimiento puede ser programado por número de repeticiones, en este caso la programación del microcontrolador ejecutará acciones sobre los actuadores bajo el criterio de conteo.

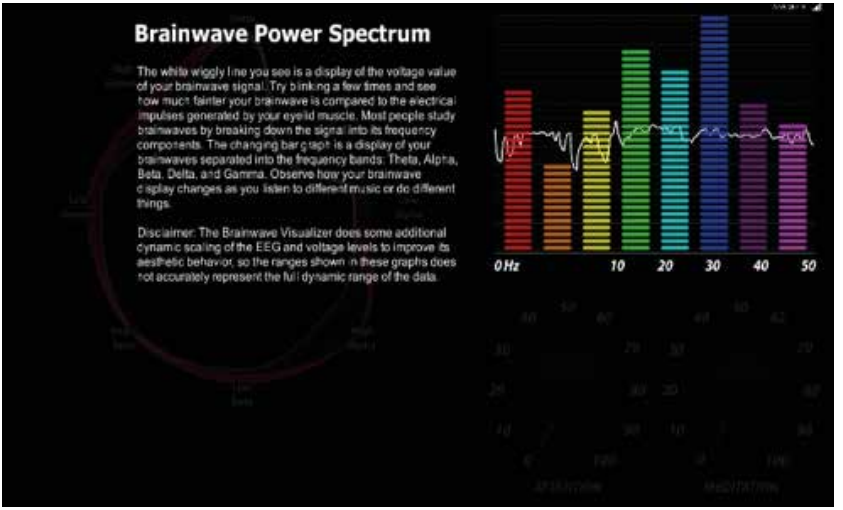
En el caso del movimiento individual de los dedos (comando B) el sistema ofrece la posibilidad de configurarlo por número de veces, considerando que la secuencia unitaria de este movimiento implica cierre-abre índice, cierre-abre medio, cierre-abre anular, cierre-abre meñique.

Las variables *seteadas* a través de la Raspberry se direccionan directamente hacia el microcontrolador, donde residen las sentencias programadas para acción de los actuadores eléctricos.

Para el control por señales EEG, el criterio manejado es similar en cuanto a la selección del tipo de movimiento que se desea activar. En este modo no se admite el ingreso de tiempos ni número de repeticiones.

La forma de control por EEG se fundamenta en la utilidad que presenta la MindWave para medir el nivel de concentración. El algoritmo programado de control fija la acción de los actuadores eléctricos del exoesqueleto a un nivel de concentración del 80%. Por medio de la aplicación BrainWave Visualizer de NeuroSky se logró visualizar los niveles de los ritmos cerebrales generados al momento de instalar la diadema sensorial sobre el usuario del sistema.

Figura 12
Barras cambiantes (ritmos cerebrales)



Fuente: los autores

El grafico de barras cambiantes es una muestra de las ondas cerebrales separadas en las bandas de frecuencia: *theta, alpha, beta, delta* y *gamma*. Estas ondas cerebrales varían según la actividad que se esté realizando.

Figura 13
Pruebas del prototipo (eslabones del dedo índice)

Fuente: los autores

Discusión

El diseño del exoesqueleto de mano se imprime en 3D previo el análisis cinemático, simulación y ensamble de cada una de las piezas, comprobando su resistencia y el grosor adecuado para cada paciente. En este caso el material utilizado es el PLA por las prestaciones a tracción y compresión que ofrece.

La adquisición de las señales EEG para el control de movimientos del exoesqueleto se la realizó a través de la diadema sensorial MindWave de NeuroSky, que cuenta con una interfaz inalámbrica Bluetooth que se la empleó para la emisión de los valores de las señales EEG, asignando al otro extremo para la recepción un microcontrolador Atmega 328-Arduino UNO en conjunto con un módulo HC-06. La información captada es enviada mediante comunicación serial hacia una Raspberry Pi3 con pantalla TFT táctil, para su procesamiento en base a algoritmos de programación sobre el lenguaje de desarrollo Python. El resultado de este proceso retorna información al microcontrolador para que ejecute las acciones sobre los actuadores que gobiernan el movimiento del exoesqueleto.

Trabajo futuro

El exoesqueleto implementado permitirá una recuperación más rápida de la persona con afección motora de la mano por accidente cerebrovascular, ya que la fisioterapia puede ser más continua al no ser necesaria la presencia de un profesional. En una segunda etapa de esta investigación se plantea mejorar algunas partes del diseño mecánico y por medio de un estudio comparativo en pacientes reales, medir la eficiencia de cada modo de control del sistema desarrollado. Se pretende establecer si existe relación del tiempo de recuperación al emplear directamente señales provenientes del cerebro.

Conclusiones

El uso de sistemas embebidos *open source* permitió crear un sistema robusto de control del sistema de rehabilitación motora de la mano con buenas prestaciones que puede ser reproducido para cualquier otro tipo de exoesqueleto de otro miembro.

Se logra la integración de las señales EEG a los sistemas embebidos donde Arduino se relaciona con la adquisición de información

y ejecución de acciones sobre actuadores, mientras la Raspberry se encarga del procesamiento de la información para asignación de acciones a través de la una interfaz que interactúa con el operador del sistema.

Referencias

Aguirre, I. y Balza, G. (2015). Diseño y construcción de un exoesqueleto de brazo con dos grados de libertad controlado con señales mioeléctricas para rehabilitación motora. *15*(1), 96-105.

Artero, O. T. (2013). *Arduino: curso básico de formación*. México DF: Alfaomega.

CDE Médicas. (10 de junio de 2010). *Clínica Dam Madrid*. Recuperado de https://www.clinicadam.com/salud/5/000726.html

De Lima, H. (2016). *Análisis cinemático de un exoesqueleto para rehabilitación del miembro superior*. Madrid: Universidad Politécnica de Madrid.

Enríquez, S. y Narváez, Y. (2014). *Vivas: sistema robótico de tipo exoesqueleto para rehabilitación de la mano*. XXXV Jornadas de Automática, Valencia.

Larsen, E. (s/f). *Classification of EEG Signals in a Brain-Computer Interface System* (Tesis de maestría, Norwegian University of Science and Technology). Recuperada de http://www.diva-portal.org/smash/get/diva2:440513/FULLTEXT01.pdf

Llinares, A. y Nadal, G. (2015). *Sistemas embebidos*. s/e.

Mosquera, D. (19 de febrero de 2016). Ecuador quintuplica tasa de hemorragia cerebral. *Redacción Médica*.

Peña, E., Ticó, N., López, J., Abenoza, M. y Romero, G. (2015). *Exoesqueleto para mano discapacitada con movimiento y sensibilidad, pero sin fuerza*. Barcelona, España: Universidad Politécnica de Catalunya.

Ron Angevin, R. (2015). *Retroalimentación en el entrenamiento de una interfaz cerebro computadora usando técnicas basadas en realidad virtual*. Málaga, España: Universidad de Málaga.

Sanei, S. y Chambers, J. A. (2007). EEG Signal Processing. *Wiley*.

Sell, F. C. (2000). Accidente vascular cerebral ¿Es el accidente vascular cerebral una enfermedad tratable?, *2*(1).

Siegle, J. (2015). Neural ensemble communities: opensource approaches to hardware for large-scale electrophysiology. *Current Opinion in Neurobiology*.

Sosa-Méndez, D., Arias-Montiel, M. y Lugo-González, E. (2017). *Diseño de un prototipo de exoesqueleto para rehabilitación del hombro. 38*(1), 330-342.

Utilidad clínica del análisis cinemático para el control evolutivo de la patología cervical del accidente de tráfico: estudio clínico

Mª José Vivas B.[1]
Rosa Porcar S.[2]
Ignacio Bermejo B.[3]
Francisca Peydró de M.[4]
Salvador Pitarch C.[5]
y José M. Baydal B.[6]

Resumen

Una de las dificultades con las que se encuentra el personal sanitario en el ejercicio de su profesión es la falta de métodos que proporcionen información objetiva que permita valorar el dolor. Existen técnicas de valoración biomecánica que permiten valorar de forma objetiva la repercusión funcional del dolor cervical por accidente de tráfico. En este estudio se estudia la idoneidad de las técnicas biomecánicas en el proceso de rehabilitación de personas con patología de raquis cervical por accidente de tráfico, proporcionando datos objetivos de la recuperación del lesionado frente a su percepción subjetiva. Se ha seguido una cohorte de 91 personas con cervicalgia por accidente de tráfico durante su rehabilitación en una clínica y se les ha realizado una valoración biomecánica semanal. Según los resultados, se

1 Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), Universitat Politècnica de Valencia, Valencia, España.
2 Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), Universitat Politècnica de Valencia, Valencia, España.
3 Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), Universitat Politècnica de Valencia, Valencia, España. Grupo de Tecnología Sanitaria del IBV, CIBER de Bioingeniería, Biomateriales y Nanomedicina (CIBER-BBN), Valencia, España.
4 Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), Universitat Politècnica de Valencia, Valencia, España.
5 Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), Universitat Politècnica de Valencia, Valencia, España.
6 Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), Universitat Politècnica de Valencia, Valencia, España.

distinguen cinco perfiles típicos: los que presentan funcionalidad normal al inicio de la rehabilitación, los que recuperan la funcionalidad durante la rehabilitación, los que finalizan su rehabilitación con alteración leve, los que la finalizan con mayor grado de alteración funcional y los que no colaboran durante las valoraciones. Las pruebas de valoración biomecánica han resultado de utilidad para los médicos participantes en este estudio.

Introducción

El término "latigazo cervical" fue introducido por primera vez por Crowe en 1923 para referirse al mecanismo de producción de lesiones cervicales como consecuencia de movimientos bruscos de aceleración (Garamendi y Landa, 2003). Este problema generalmente se asocia a la colisión trasera de automóviles, lo que provoca flexo-extensiones forzadas de la columna cervical y oscilaciones forzadas de la cabeza en sentido lateral, aunque también puede producirse por traumatismo deportivo (deportes de contacto), tras zambullidas o maniobras anormales de la columna cervical.

La cervicalgia o dolor de la columna cervical que se produce tras el latigazo cervical es una de las lesiones con las que los médicos valoradores se enfrentan con más frecuencia. La incidencia de este tipo de lesiones asciende en países occidentales a aproximadamente 100 casos de SLC por cada 100 000 habitantes y año (Losada *et al.*, 2001). Además, también supone un problema de gran repercusión social, debido a que cerca del 50% de las consecuencias físicas personales de los accidentes de circulación en países desarrollados producen algún síndrome derivado directamente del latigazo cervical (Roig, 2001). Esto plantea un grave problema que afecta a la sanidad pública de muchos países y a múltiples sectores y estamentos: entidades aseguradoras, juzgados y clínicas médico-forenses. El problema médico se puede complicar cuando hay reclamaciones laborales o peticiones de incapacidad.

Además de la magnitud de la incidencia, que se ha comentado en el apartado anterior, el dolor cervical presenta problemas para su diagnóstico. Así, ocurre con frecuencia que el paciente se queja de dolor y el

médico no es capaz de objetivar la lesión que lo produce. Estas dificultades con las que se encuentran los profesionales sanitarios en el ejercicio de su trabajo se deben en gran parte a la falta de métodos y técnicas que proporcionen información objetiva que permita valorar el dolor y más concretamente el dolor en la columna cervical. Las lesiones pueden encontrarse no solo en los músculos o ligamentos de la columna cervical, sino también en la propia estructura ósea del disco intervertebral y puede variar desde un simple desgarro de algunas de las fibras del anillo fibroso, hasta lesiones del tipo de extrusiones discales, pasando por despegamientos de todo el disco y sangrados internos en el disco por lesión debida a la tracción a este nivel (Borenstein *et al.*, 2004).

La lesión del latigazo cervical es fácil de diagnosticar, pero difícil de objetivar. Las pruebas complementarias actuales, basadas en técnicas de imagen (RX, RMN, TAC, etc.) hacen un análisis detallado de la estructura afectada para conocer el origen de los síntomas. Sin embargo, este enfoque se limita al modelo médico tradicional y no tiene en cuenta la propia funcionalidad de la articulación. Desde esta perspectiva, la evaluación biomecánica no se centra en el diagnóstico a nivel orgánico, sino que intenta analizar el impacto de la lesión sobre la función principal de la parte del cuerpo dañada.

En el dolor cervical, el tiempo estimado de recuperación tampoco está bien definido. Mientras en unos casos el dolor y los síntomas desaparecen a los pocos días del traumatismo, en otros muchos los pacientes —sin lesiones aparentes— refieren síntomas que perduran en el tiempo y que en algunos casos no solo no aprecian mejoría, sino que incluso retroceden en el proceso de curación según su punto de vista.

Ante esta situación y con la finalidad de objetivar el estado funcional de los pacientes, han aparecido nuevas técnicas biomecánicas de medida que permiten obtener información de la movilidad de la columna cervical de un modo más sencillo y preciso, con muchas más posibilidades técnicas, tales como el cálculo de velocidades, aceleraciones,

ejes instantáneos de rotación, etc. Este tipo de técnicas biomecánicas se fundamentan en el análisis cinemático del movimiento con diversas técnicas: video-fotogrametría, acelerometría, sensores inerciales, etc.

Este tipo de técnicas de valoración biomecánica, aunque no permiten valorar el dolor directamente, sí que permiten valorar de forma objetiva la repercusión funcional que el dolor produce en la movilidad o cinemática de una articulación. De este modo, se puede valorar la pérdida de funcionalidad de la columna cervical que se produce por dolor en un accidente de tráfico (Baydal-Bertomeu *et al.*, 2011; Baydal-Bertomeu, 2012). Es por ello que están ampliamente extendidas en el ámbito de la medicina laboral y se utilizan habitualmente como prueba complementaria, tanto en el control evolutivo de lesiones como en la valoración para la prestación de incapacidades. En el campo de la valoración de los accidentados de tráfico estas técnicas han demostrado su utilidad médico-legal (Vivas *et al.*, 2017; Pastor *et al.*, 2014), pero todavía no se han implantado como herramienta para la toma de decisiones durante la rehabilitación. La toma de decisiones habitual se realiza apoyándose solamente en datos exploratorios y en las manifestaciones del paciente, basados en el dolor y la discapacidad percibidos, con la carga subjetiva que ello supone.

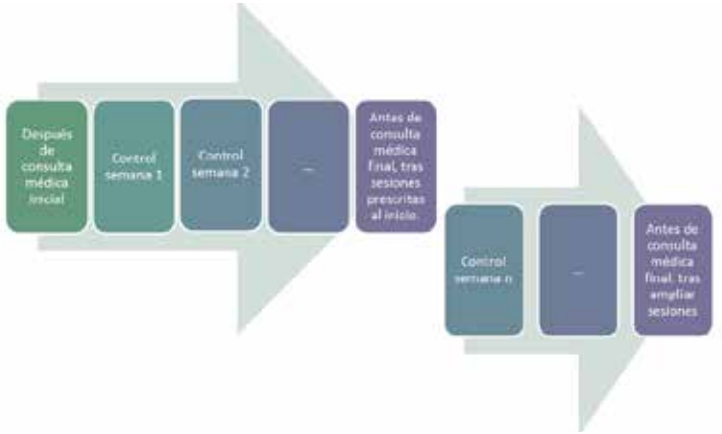
Por este motivo, parece conveniente plantear un estudio, a modo de experiencia piloto, en el que se utilicen las técnicas de valoración biomecánica anteriormente citadas en el contexto habitual en el que se desarrolla la valoración y rehabilitación de una persona con cervicalgia por accidente de tráfico, en una clínica de servicios de fisioterapia. Así, el objetivo principal del estudio es valorar la idoneidad de las técnicas biomecánicas en el proceso de rehabilitación de personas con patología de raquis cervical por accidente de tráfico, proporcionando datos objetivos de la recuperación del lesionado frente a su percepción subjetiva. Asimismo, se pretende describir los patrones de recuperación de las personas con patología de raquis cervical por accidente de tráfico.

Material y métodos

Para la consecución de los objetivos de este trabajo, se realizó un estudio descriptivo en el que se siguió una cohorte de 91 personas con cervicalgia postraumática por accidente de tráfico durante su rehabilitación en una clínica. Todos los participantes en el estudio fueron remitidos por una compañía de seguros en los primeros 45 días tras el accidente. Se descartaron casos con lesiones concomitantes de mayor gravedad.

Cada participante fue valorado al inicio de su rehabilitación, una vez por semana y al final, tras completar las sesiones prescritas. En algunos casos, el médico amplió el número de sesiones de rehabilitación tras finalizar las prescritas al inicio y se realizaron nuevas sesiones de control hasta completarlas (representación esquemática en figura 1).

Figura 1
Representación esquemática del cronograma
de recogida de datos de cada participante en el estudio



Fuente: los autores

Cada valoración consistió en un análisis cinemático del movimiento cervical mediante técnica de fotogrametría con NedCervical/

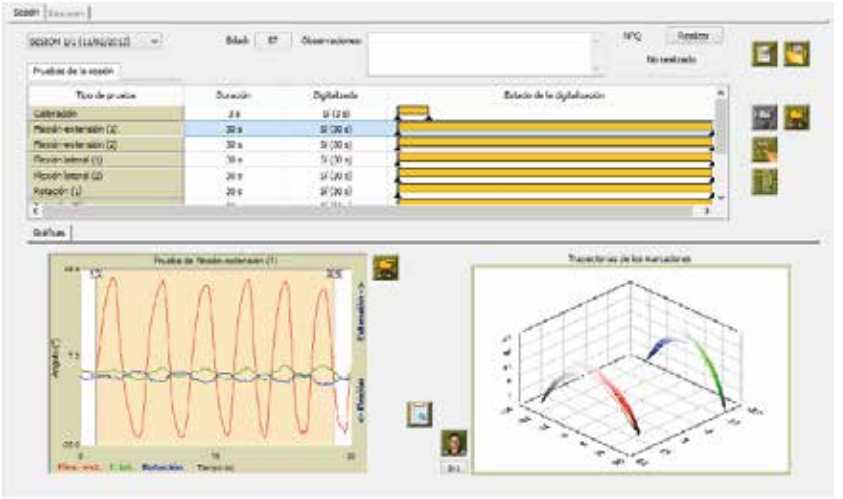
IBV y valoración de percepción de dolor y discapacidad mediante Escala Visual Analógica del Dolor (EVA) y Norwick Pain Questionnaire (NPQ). Además, al inicio del estudio se recogió una serie de datos clínicos y sociodemográficos; en la sesión final se recogió la opinión del médico sobre la utilidad de la prueba realizada y, a lo largo de la rehabilitación, la opinión de los fisioterapeutas con respecto a la actitud y el estado funcional del lesionado. El médico no conoció los resultados de la valoración biomecánica hasta que el lesionado completó las sesiones de rehabilitación prescritas al inicio. En ese momento recibió un informe clínico de valoración biomecánica con los datos de las valoraciones realizadas.

El protocolo de valoración con NedCervical/IBV comprende la realización de movimientos cíclicos de flexo-extensión, flexión lateral y rotación (figura 2) durante 30 segundos a rango máximo y de movimientos para dirigir la mirada a un objeto situado en distintos puntos por encima de la cabeza de la persona valorada. La valoración ofrece como resultados parámetros cinemáticos como el rango, velocidad o aceleración, además de informaciones complementarias como la armonía o la repetibilidad del gesto y dos índices resumen: el Índice de Normalidad (IN) y el Índice de Colaboración (basados en el trabajo de Baydal-Bertomeu, 2012). Estos índices hacen referencia, respectivamente, a la funcionalidad y colaboración de la persona valorada durante la prueba. Se obtienen a partir de los parámetros anteriores y mediante comparación con bases de datos de referencia integradas por personas con funcionalidad normal, con funcionalidad alterada y personas que simulan dolor cervical. Según el resultado de estos índices, puede distinguirse entre funcionalidad normal, funcionalidad alterada y no colaboración en la realización del esfuerzo máximo solicitado por el evaluador. Un resultado de no colaboración indica que el resultado de la prueba no manifestaría el estado funcional real de la persona valorada.

Figura 2
Protocolo de valoración cinemática del movimiento cervical con el sistema NedCervical/IBV

Fuente: los autores

Figura 3
Extracto de la aplicación informática NedCervical/IBV



Fuente: los autores

Esta técnica es válida para la valoración de la repercusión del dolor cervical (Baydal-Bertomeu, 2012, Baydal-Bertomeu *et al.*, 2011), en la actualidad se utiliza en ámbitos muy cercanos como el de la medicina laboral y ha demostrado su utilidad en el de la medicina legal (Vivas *et al.*, 2017; Pastor *et al.*, 2014). De hecho, el análisis de la movilidad es el objeto de valoración en los estándares clínicos y en los principales estudios sobre cervicalgias (Spitzer *et al.*, 1995; Antonaci *et al.*, 2002; Sjölander *et al.*, 2008; Prushansky y Dvir, 2008). Además, la precisión del sistema de medida en el que se basa, Kinescan/IBV, está estimada en 0,05 grados en desplazamientos angulares y 0,02 rad/s para la velocidad angular (Page *et al.*, 2009).

Resultados

En este apartado se muestran los principales resultados del estudio, referidos a la muestra y principales perfiles de recuperación, sesiones de rehabilitación necesarias para alcanzar la funcionalidad normal, relación de las pruebas con percepción de dolor y discapacidad por parte de la persona valorada, estabilización funcional tras la lesión y utilidad médica de las pruebas.

Muestra y principales perfiles de recuperación

La muestra estuvo formada por un 54% de mujeres y un 46% de hombres, con una edad media de 38 años. La mayor parte de los accidentes fue por colisión trasera. A partir de los resultados de la valoración biomecánica y teniendo en cuenta la evolución de los participantes a lo largo de su rehabilitación, se distinguen cinco perfiles, que se describen a continuación, junto con el porcentaje de la muestra que ha supuesto cada uno.

- Normal al inicio (29%): personas que tienen funcionalidad normal desde el inicio de su rehabilitación.
- Recuperado (36%): personas que recuperan la funcionalidad normal durante la rehabilitación.

- Alteración leve (13%): personas que finalizan su recuperación con alteración funcional de carácter leve.
- Alteración funcional (7%): personas que finalizan su recuperación con alteración funcional, pero de mayor severidad que las del grupo "Alteración leve".
- No colabora (15%): personas que no colaboran en ninguna de las valoraciones biomecánicas realizadas; lo cual significa que realizan un esfuerzo por debajo de sus posibilidades en la realización del gesto solicitado por el evaluador y, por tanto, los resultados de las valoraciones no manifiestan su estado funcional real.

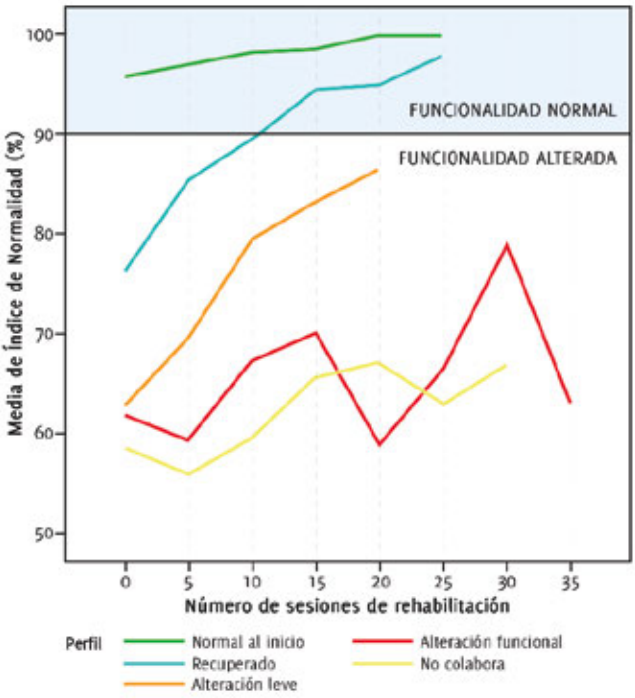
La figura 4 muestra, para cada uno de los cinco perfiles descritos, la evolución media del Índice de Normalidad en función del número de sesiones de rehabilitación durante su rehabilitación en la clínica. Aunque se considera que la funcionalidad es normal cuando el Índice de Normalidad es mayor de 90, puede observarse como la media sigue aumentando con las sesiones de rehabilitación una vez alcanzada la funcionalidad normal en los perfiles "Normal al inicio" y "Recuperado"

Número de sesiones de rehabilitación para alcanzar la funcionalidad normal

Si nos fijamos solamente en el 36% de la muestra que se recupera durante la rehabilitación en la clínica, correspondientes al perfil "Recuperado", podemos distinguir diferentes subpatrones en función del número de sesiones de rehabilitación necesarias para alcanzar una funcionalidad normal. En resumen, las personas que alcanzan la funcionalidad normal durante su rehabilitación en la clínica lo hacen según el siguiente patrón:

- (40%) tras 5 sesiones de rehabilitación
- (28%) tras 10 sesiones
- (28%) tras 15 sesiones
- (4%, un solo caso) tras 20 sesiones

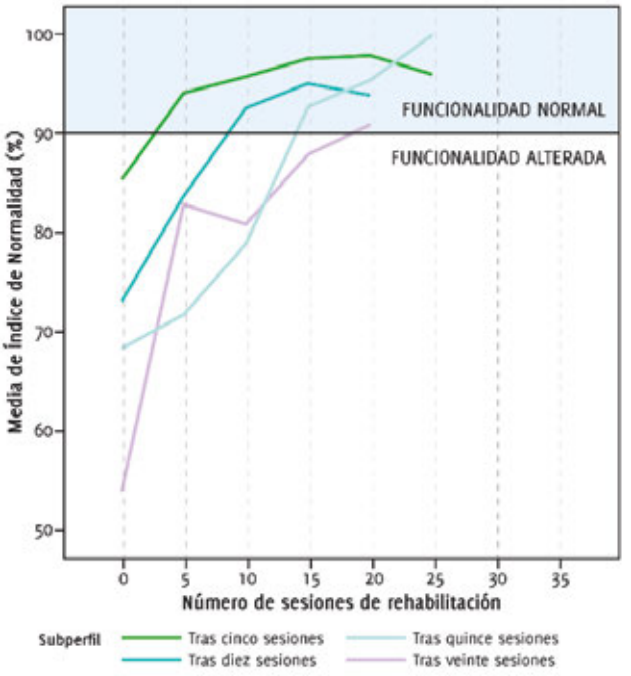
Figura 4
Evolución de la media del Índice de Normalidad
de la prueba NedCervical/IBV



Fuente: los autores

En la figura 5 se muestra la evolución media del Índice de Normalidad en función del número de sesiones de rehabilitación para el subconjunto de casos correspondientes al perfil "Recuperado". Se distinguen cuatro subperfiles según el número de sesiones de rehabilitación que tardan en recuperar la funcionalidad normal: 5, 10, 15 o 20.

Figura 5
Evolución de la media del Índice de Normalidad
de la prueba NedCervicaL/IBV



Fuente: los autores

Relación entre pruebas biomecánicas y percepción del lesionado, impresión del médico y número de sesiones prescritas

Se ha observado también que hay relación estadísticamente significativa entre la percepción de dolor y discapacidad (EVA y NPQ, respectivamente) que percibe el lesionado en cada sesión y los resultados de la funcionalidad global medidos a través del IN ($p<0,05$, $r=-0,48$, $r=-0.59$). También es significativa ($p>0,05$) la relación entre el estado funcional del

lesionado valorado mediante el IN y la impresión del médico en la consulta inicial. Sin embargo, no se ha hallado relación estadísticamente significativa con el número de sesiones de rehabilitación prescritas al inicio.

Estabilización funcional

Otro dato relevante de este estudio es que, en general, se alcanza la estabilidad funcional transcurridas dos semanas tras el inicio de la rehabilitación en la clínica, tal como puede inferirse de las figuras 4 y 5. Resulta estadísticamente significativa ($p>0,05$) la diferencia entre el estado funcional al inicio de la rehabilitación y transcurridas dos semanas.

Utilidad para el médico

En cuanto a la utilidad médica de las pruebas, en un 92% de los casos los médicos participantes en el estudio consideraron las pruebas e informes realizados útiles o muy útiles. En especial, destacaron su valor al tomar la decisión de dar el alta médica.

Discusión

Los perfiles de recuperación obtenidos ponen de manifiesto que un porcentaje importante de personas con cervicalgia tras accidente de tráfico recibe el alta sin alcanzar una funcionalidad normal (20% de la muestra que recibe el alta con algún tipo de alteración), con lo que podría haber recibido más sesiones de rehabilitación o haber sido objeto de mayor estudio antes del alta. Otro dato a destacar es que el número de sesiones de rehabilitación necesarias para alcanzar una funcionalidad normal varía dentro de la muestra y, además, el número de sesiones prescritas no guarda relación con el estado funcional al inicio. Con lo cual, parece que conocer de forma objetiva el estado funcional de un paciente durante la rehabilitación sería de utilidad para realizar ajustes en el tratamiento o dar el alta.

También resulta muy importante la proporción de participantes que comienza sus sesiones de rehabilitación con una funcionalidad dentro de lo normal (29%). Pueden darse casos en los que no sería necesaria la rehabilitación prescrita o casos en los que, aun con una funcionalidad dentro de lo normal desde el inicio, existe margen de mejora.

La falta de colaboración durante las pruebas biomecánicas podría indicar exageración de síntomas y, por tanto, tener influencia en el número de sesiones de rehabilitación prescritas o en la indemnización posterior, si procediese. Hay que tener en cuenta que el porcentaje de personas que no ha colaborado en este estudio (15%) ha sido claramente inferior a la prevalencia de simulación en cervicalgias, descrita por otros autores en el esguince cervical en torno al 60% (Capilla Ramírez y González Ordi, 2012).

La relación entre los resultados de las pruebas biomecánicas y la percepción subjetiva del paciente, valorada mediante escalas, y la relación con la impresión médica inicial, les confieren validez a los resultados de este estudio. El hecho de que los médicos considerasen mayoritariamente útiles los informes de valoración biomecánica en un contexto real de uso alienta la posibilidad de extender esta experiencia a otros centros de rehabilitación.

De acuerdo con este estudio, la valoración biomecánica proporciona información objetiva con posible influencia en la toma de decisiones médicas al principio y durante la rehabilitación de personas con dolor cervical por accidente de tráfico. De acuerdo con otros trabajos (Vivas *et al.*, 2017; Pastor *et al.*, 2014), también puede desprenderse que la aplicación de técnicas de valoración biomecánicas como herramienta objetiva de valoración de cervicalgias, puede suponer un ahorro económico y, lo más importante, un reparto adecuado de los recursos destinados por las compañías de seguros a la rehabilitación de accidentados de tráfico.

Conclusiones

Con este estudio se ha comprobado la idoneidad de las técnicas biomecánicas en el proceso de rehabilitación de personas con cervicalgia postraumática por accidente de tráfico en una experiencia real y su utilidad para los médicos que participan en el proceso. Los patrones de recuperación obtenidos apuntan hacia el interés de utilizar las pruebas de valoración biomecánica como pruebas complementarias para hacer más eficiente la prescripción de programas de rehabilitación y mejorar la atención a las personas lesionadas.

Referencias

Antonaci, F., Bulgheroni, M., Ghirmai, S., Lanfranchi, S., Dalla Toffola, E., Sandrini, G. y Nappi, G. (2002). 3D Kinematic Analysis and Clinical Evaluation of Neck Movements in Patients with Whiplash Injury. *Cephalalgia*, *22*(7), 533-542.

Baydal-Bertomeu, J. M. (2012). *Cinemática del raquis cervical. Definición de patrones de movimiento para la valoración funcional en el síndrome del latigazo cervical.* Recuperado de http://riunet.upv.es/handle/10251/18341

Baydal-Bertomeu, J. M., Garrido-Jaén, D., Prat, J. M. y Page, A. F. (2011). Neck Motion Patterns in Whiplash-Associated Disorders: Quantifying Variability and Spontaneity of Movement. *Clinical Biomechanics*, *26*(1), 29-34. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.08.008

Borenstein, D. G., Wiesel, S. W. y Boden, S. D. (2004). *Low back and neck pain: Comprehensive diagnosis and management.* Gulf Professional Publishing.

Garamendi, P. M. y Landa, M. I. (2003). Epidemiología y problemática médico forense del síndrome de latigazo cervical en España. *Cuadernos de Medicina Forense*, (32), 5-18.

Capilla Ramírez, P. y González Ordi, H. (abril, 2012). Simulación en patología dolorosa crónica del raquis cervical. *Revista Española Medicina Legal*, *38*(2), 76-84.

Losada Viñas, J. I., González Díaz, R. y Echavarri Pérez, C. (2001). Traumatismos de partes blandas cervicales: síndrome del latigazo cervical. *Revista de Ortopedia y Traumatología*, *45*(1), 58-65.

Page, A., de Rosario, H., Mata, V. y Atienza, C. (2009). Experimental Analysis of Rigid Body Motion. A Vector Method to Determine Finite and Infinitesimal Displacements from Point Coordinates. *Journal of Mechanical Design*, *131*(3), 0310051-58. doi:10.1115/1.3066468

Pastor, C., López-Belmonte, E., Peydró de Moya, M. F., Vicente Mendoza, M. y Vivas Broseta, M. J. (julio, 2014). Valoración funcional mediante técnicas biomecánicas en un caso de cervicalgia postraumática atípica. *Revista Española Medicina Legal*, *40*(3), 108-111.

Prushansky, T. y Dvir, Z. (2008). Cervical Motion Testing: Methodology and Clinical Implications. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *31*(7), 503-508.

Sjölander, P., Michaelson, P., Jaric, S. y Djupsjöbacka, M. (2008). Sensorimotor Disturbances in Chronic Neck Pain—range of Motion, Peak Velocity, Smoothness of Movement, and Repositioning Acuity. *Manual Therapy*, *13*(2), 122-131.

Roig, D. (2001). Patología cervical (I): Síndromes cervicales sin afección neurológica. *Jano*, (60), 63-64.

Spitzer, W. O., Skovron, M. L., Salmi, L. R., Cassidy, J. D., Duranceau, J., Suissa, S. y Zeiss, E. (1995). Scientific Monograph of the Quebec Task Force on Whiplash-Associated Disorders: Redefining "Whiplash" and Its Management. *Spine*, *20*(8), 1S-73S.

Vivas Broseta, M. J., Pastor Tendero, C., de Francisco Enciso, E., Marzo Roselló, R., Errejón García, A. M. y Vicente Mendoza, M. (2017). Utilidad de la valoración biomecánica en la determinación de secuelas por cervicalgia postraumática. *Revista Española Medicina Legal*, *43*(3), 106-114.

Descripción de la cinemática cervical mediante análisis de datos funcionales: aplicación al estudio de la evolución de pacientes de latigazo cervical

Álvaro Page del Pozo[1]
Cristian Passera Herrero[2]
José Mª Baydal Bertomeu[3]
y Mª José Vivas Broseta[4]

Resumen
Este artículo presenta un estudio de la evolución de los patrones de movimiento del cuello en pacientes con latigazo cervical agudo mediante el uso de análisis de datos funcionales (FDA). El estudio incluyó una muestra de 40 sujetos sanos que se evaluaron en una sola sesión de medición cada uno. Las pruebas consistieron en pruebas de movilidad (flexión-extensión, flexión lateral y torsión). También hubo una muestra de pacientes con latigazo cervical agudo (n = 20), que se sometieron a las mismas pruebas de movilidad después de una, dos y tres sesiones de rehabilitación. La cinemática se midió con un sistema de video-fotogrametría y se caracterizó por las funciones de tiempo de posición, velocidad y aceleración. Las técnicas de la FDA se utilizaron para analizar las diferencias entre los pacientes y los controles, así como entre las diferentes etapas del proceso de rehabilitación. Los resultados muestran diferencias significativas entre pacientes y controles para los patrones funcionales de posición, velocidad y aceleración. En cuanto a las diferencias entre las sesiones de rehabilitación, las variables de velocidad y aceleración muestran diferencias más pronunciadas que las asociadas con la posición. Esto demuestra la utilidad de usar datos funcionales de variables cinemáticas para describir el estado funcional de un paciente.

Introducción

1 Universitat Politècnica de València, Valencia, España.
2 Universitat Politècnica de València, Valencia, España.
3 Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, España.
4 Instituto de Biomecánica de Valencia, Valencia, España.

El síndrome del latigazo cervical (SLC) es una de las lesiones más frecuentes asociadas a los accidentes de tráfico. Supone un gran coste, no solo por los tratamientos de rehabilitación, sino también por los costes legales asociados a las indemnizaciones. De ahí el interés por desarrollar técnicas biomecánicas que permitan cuantificar el estado funcional de un paciente, con el doble objetivo de monitorizar la evolución del tratamiento y para determinar las posibles secuelas (Baydal-Bertomeu *et al.*, 2011).

Los métodos de valoración funcional más extendidos se basan en la medida de la movilidad del cuello, caracterizada mediante el rango de movimiento (ROM). Para ello se han desarrollado diferentes dispositivos y técnicas para medidas activas o pasivas del ROM. En Snodgrass (*et al.*, 2014) y Stenneberg (*et al.*, 2017) pueden encontrarse revisiones sobre dichas técnicas y su utilidad clínica. Sin embargo, el ROM no resulta útil para valorar la coordinación o el control sensorimotor. Esto implica el registro de otras variables cinemáticas obtenidas en movimientos continuos como: la velocidad y aceleración, armonía del movimiento, variabilidad, *jerk*, etc. (Sjölander *et al.*, 2008; Baydal-Bertomeu *et al.*, 2011; Michiels *et al.*, 2013; Bahat *et al.*, 2015; de Zoete *et al.*, 2017). Incluso en este tipo de estudios, realmente no se usa la información completa del movimiento, sino que las variables cinemáticas (que son funciones del tiempo) se resumen en un conjunto limitado de valores numéricos singulares (máximos, mínimos, duraciones, etc.). Estos valores numéricos solo ofrecen una descripción parcial de la cinemática y no permiten la obtención de las relaciones funcionales que definen la dinámica del movimiento.

El análisis de la información contendida en las funciones del tiempo sí puede ser realizado mediante el denominado Análisis de Datos Funcionales (FDA), técnica estadística desarrollado por Ramsay (2006) que permite extrapolar al dominio de las funciones las técnicas estadísticas tradicionales desarrolladas hacia variables numéricas. En Ullah y Finch (2013) hay una revisión completa sobre las aplicaciones del FDA en el campo de la medicina.

Al margen del tipo de análisis utilizado, hay que destacar que la mayoría de estudios publicados sobre valoración funcional del SLC se centran en pacientes crónicos, es decir, aquellos que siguen manifestando síntomas después de tres meses de tratamiento (Barnsley, 1994). No se ha estudiado suficientemente la evolución funcional durante el proceso de recuperación, por lo que no se conoce la evolución de los patrones de movimiento durante la rehabilitación, lo que sería de gran interés para establecer criterios de éxito del proceso o para predecir la posible cronificación del problema.

Es en esta línea que se plantea el presente trabajo, en el que se utilizan técnicas de FDA para analizar las diferencias en los patrones de movimientos a lo largo del proceso de recuperación de pacientes de SLC.

Material y métodos

Participantes

En el estudio participaron dos grupos: control y pacientes. El grupo de control (GC) estaba formado por sujetos sanos (20 hombres y 20 mujeres, edades entre 20 años y 70 años). El grupo de pacientes (GP) estaba formado por 20 sujetos con latigazo cervical (13 hombres, 7 mujeres, edades entre 18 y 61 años). El tamaño de la muestra del GC es superior al de estudios previos con pacientes crónicos (Sjölander, 2008; Baydal-Bertomeu *et al.*, 2011). En cuanto al tamaño del GP, se encuentra entre los dos estudios citados. Todos los sujetos firmaron el formulario de consentimiento informado, según los protocolos aprobados por el Comité de Ética de la UPV.

Pruebas

Los sujetos del GC participaron en una única sesión de medida, en la que realizaron dos repeticiones de los tres movimientos analizados: fle-

xo-extensión (FE), flexión lateral (FL) y rotación (R), en orden aleatorizado para cada sujeto. Las medidas corresponden a movimiento cíclicos continuos durante 30 segundos, desarrollados por cada sujeto a la velocidad deseada. El protocolo de medida y el montaje experimental es el mismo que el usado en Baydal-Bertomeu (*et al.*, 2011) para pacientes crónicos.

Los sujetos del GP realizaron las mismas pruebas, pero repetidas en tres sesiones separadas por al menos una semana, aprovechando la visita al centro de rehabilitación. De esta manera se dispone de datos longitudinales de pacientes tras una, dos o tres sesiones de rehabilitación.

Análisis cinemático

Los movimientos del cuello se registraron a partir del movimiento de un conjunto de marcadores fijados a la cabeza del sujeto mediante una diadema. Las coordenadas de los marcadores se midieron con una precisión inferior a 0,5 mm mediante un equipo de videofotogrametría de precisión: Kinescan-IBV (Page, 2006a) con una frecuencia de muestreo de 50 fps. A partir de las coordenadas se calcularon las variables cinemáticas correspondientes a los giros finitos mediante programas de elaboración propia basados en los algoritmos descritos en Page (2009). Estos giros se expresaron como ángulos en la secuencia de Euler ZXY, de acuerdo con las recomendaciones de la ISB (Wu, 1995).

Los ángulos principales de cada movimiento (Z para FE, X para FL e Y para R) fueron suavizados mediante el protocolo descrito en Page (2006b), calculándose las derivadas primera y segunda. De esta manera, para cada movimiento, repetición y sesión de medida se dispone de las curvas del ángulo $j(t)$, velocidad angular $w(t)$ y aceleración angular $\alpha(t)$.

Tratamiento de datos

Los registros continuos de cada sesión se dividieron en ciclos completos, normalizándose la escala de tiempos de forma lineal, trans-

formado así el tiempo en una escala de porcentajes del ciclo de movimiento (p: 0-100%). A continuación, se obtuvo la media funcional de todos los ciclos en cada sujeto y sesión de medida, de manera que las variables originales quedan como funciones medias j(p), w(p) y α(p). Estos son los datos funcionales (una curva para cada variable y sesión de medida en cada sujeto) usados para el análisis estadístico.

Dicho análisis ha constado de dos partes. La primera se realizó mediante las técnicas clásicas, en las que se han obtenido las variables numéricas habituales (ROM, valores máximos de w y de α). Sobre estas variables se procedió a un análisis descriptivo por grupos (GS y GP en las sesiones 1, 2 y 3). También se analizaron las diferencias mediante análisis de la varianza, contrastando las diferencias entre GC y GP (en conjunto), y entre las tres sesiones dentro del GP.

La segunda parte del análisis se ha planteado sobre las funciones j(p), w(p) y α(p) mediante técnicas FDA. Se realizó un análisis descriptivo segmentado en los mismos grupos del análisis anterior, calculando la media funcional y las bandas de confianza del 95%. Así mismo se obtuvieron los diagramas en el espacio de fases w(j) y α(j) y se calculó la armonía (Baydal-Bertomeu *et al.*, 2011). A continuación, se analizaron las diferencias funcionales entre GC y CP y entre las sesiones dentro de GP mediante ANOVA funcional (Ramsay, 2006), de manera que se puede determinar en qué fases del ciclo del movimiento hay diferencias significativas entre grupos.

Resultados y discusión

La tabla 1 muestra el resumen de las variables numéricas correspondientes al análisis tradicional para el movimiento de FE. Resultados similares se obtienen en los otros dos movimientos.

Tabla 1
Valores medios de las variables numéricas para movimiento de FE

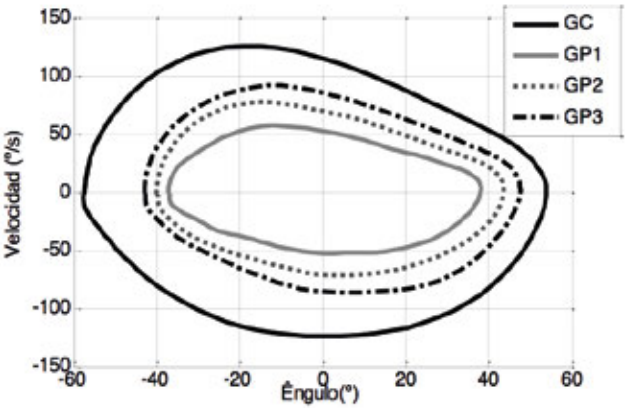
	GC	GP1	GP2	GP3
Rango (º)	113,51	76,8	85,2	92,2
Máx. w (º/s)	145,1	63,4	84,0	100,5
Máx. a (º/s^2)	391,3	165,1	241,9	268,2

Fuente: los autores

Como puede observarse, hay diferencias moderadas en lo que se refiere al rango de movimiento y diferencias más acusadas en el caso de las velocidades y aceleraciones. Este resultado coincide con el obtenido para pacientes crónicos en trabajos previos (Sjölander, 2008; Baydal-Bertomeu *et al.*, 2011), donde la velocidad presenta un mayor poder discriminante para distinguir entre sanos y patológicos, antes que el ROM. No obstante, las tres variables presentan diferencias significativas ($p<0,05$) entre GC y GP y entre GP1, GP2 y GP3.

Figura 1

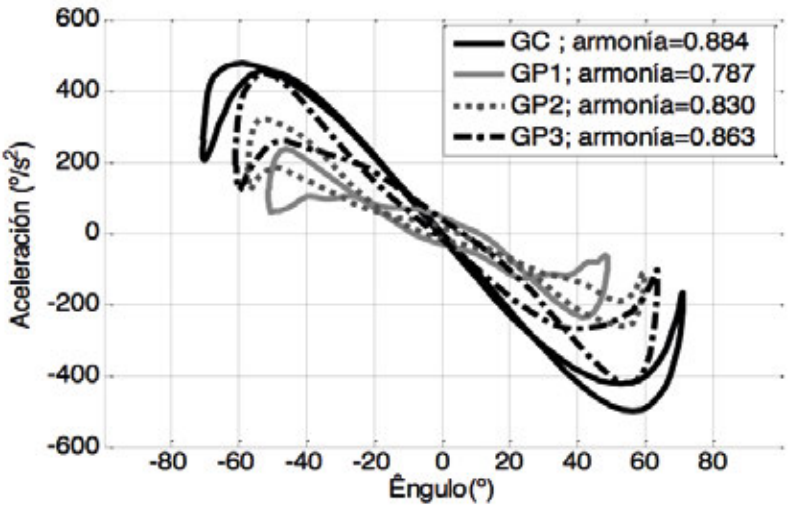
Diagrama w(j) para el movimiento de flexo-extensión



Fuente: los autores

Por motivos de espacio se muestran solo algunos de los resultados del análisis FDA realizado. La figura 1 muestra los diagramas w(j) promedio para cada grupo en el movimiento de FE. Como puede observarse, corresponden a un movimiento aproximadamente armónico en el caso del GC (similar a una elipse). Este resultado coincide con el obtenido en el trabajo de Baydal-Bertomeu anteriormente citado. Al comparar las gráficas de GC con GP1, GP2 y GP3 se observa la evolución de los pacientes a medida que avanza el proceso de rehabilitación: se parte de un movimiento de rango y velocidad muy reducido que va ampliándose a medida que avanza el proceso de recuperación.

Figura 2
Diagrama a(j) para el movimiento de rotación



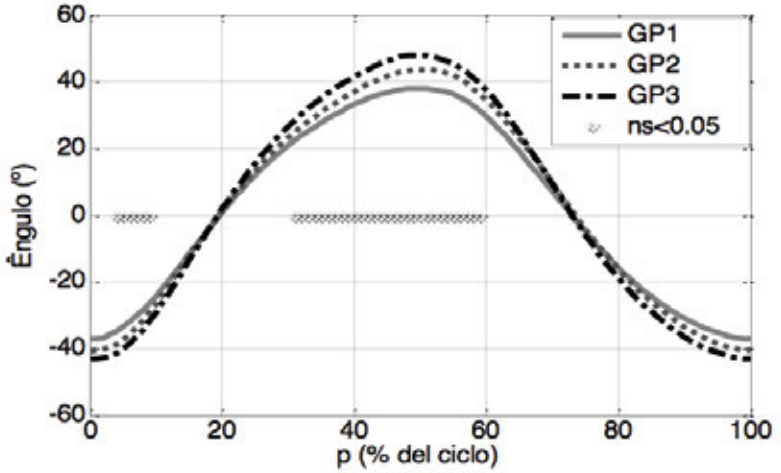
Fuente: los autores

La figura 2 muestra el diagrama α(j) para el movimiento de rotación. También se indica la armonía del movimiento en cada grupo. Como puede observarse, los movimientos son aproximadamente armónicos en el GC (recta de pendiente negativa). En el GP1 hay una reduc-

ción en la amplitud del movimiento y de la aceleración angular, con una clara pérdida de armonía. La pérdida de armonía que aparece en los pacientes agudos no coincide con estudios previos sobre pacientes crónicos, donde las diferencias con los sujetos sanos aparecen en forma de rango y velocidad del movimiento, pero no en la armonía (Baydal-Bertomeu *et al.*, 2011). No obstante, se aprecia cómo a medida que avanza el proceso, los patrones se van pareciendo más al patrón del GC y la armonía se recupera casi totalmente.

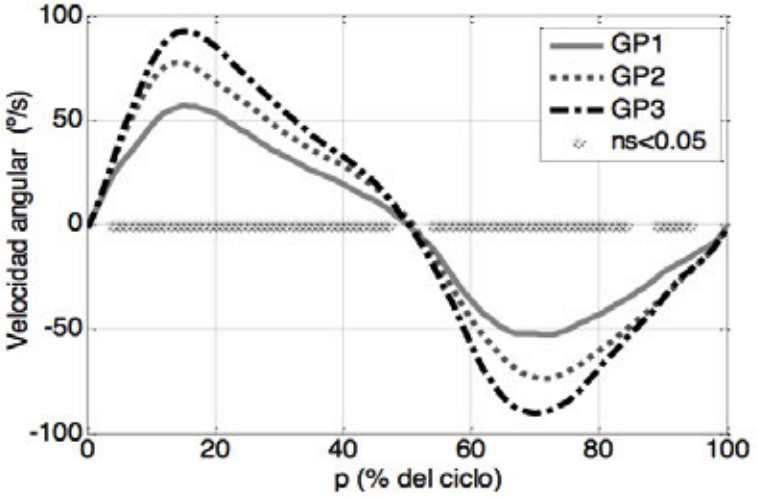
Finalmente, en las figuras 3 y 4 se muestran las diferencias entre sesiones (GP1, GP2 y GP3) para los ángulos y velocidades angulares del movimiento FE, analizadas con el ANOVA funcional para el movimiento FE. Los asteriscos muestran las fases del movimiento donde las diferencias entre los tres grupos son significativas.

Figura 3
Diferencias entre sesiones de rehabilitación
para las funciones j(p) en el movimiento de FE



Fuente: los autores

Figura 4
Diferencias entre sesiones de rehabilitación para las funciones w(j) en el movimiento de flexoextensión-



Fuente: los autores

Como puede observarse, las curvas correspondientes a los ángulos solo presentan diferencias significativas alrededor de la zona de máxima extensión y cerca de la de máxima flexión. Sin embargo, en la mayor parte del movimiento no parecen ser sensibles a los cambios asociados a la rehabilitación.

Por el contrario, las curvas de velocidad angular ofrecen más información. Por una parte, se aprecia perfectamente las diferencias en los movimientos de flexión y extensión, que no siguen el mismo patrón de velocidades. Además, las diferencias son significativas en casi todo el ciclo del movimiento. Esto demuestra que las funciones de velocidad son más sensibles a los pequeños cambios entre sesiones de rehabilitación que los ángulos.

Conclusiones

Los pacientes agudos presentan las limitaciones de movilidad y velocidad ya descritas en el caso de pacientes crónicos. Sin embargo, el estudio de las relaciones aceleración-posición demuestra una pérdida de armonía en el movimiento que no se observa en los pacientes crónicos. Por otra parte, el estudio de las diferencias en las curvas de los ángulos y velocidades muestra que la información contenida en los patrones de velocidad puede ser más discriminante que la de los ángulos y constituye, por tanto, un mejor indicador de la evolución de los pacientes.

En conclusión, la descripción de los patrones de movimiento mediante FDA permite analizar con más detalle la evolución de los pacientes agudos a lo largo del tratamiento.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido financiado parcialmente por el Ministerio de Economía Industria y Competitividad del Gobierno de España y cofinanciado por fondos Feder de la UE (proyecto de investigación DPI2013-44227-R).

Referencias

Bahat, H. S., Chen, X., Reznik, D., Kodesh, E. y Treleaven, J. (2015). Interactive cervical motion kinematics: Sensitivity, specificity and clinically significant values for identifying kinematic impairments in patients with chronic neck pain. *Manual Therapy*, *20*, 295-302.

Barnsley, L. (1994). Whiplash injury. *Pain*, *58*, 283-307.

Baydal-Bertomeu, J. M., Garrido-Jaén, D., Prat, J. M. y Page, A. F. (2011). Neck Motion Patterns in Whiplash-Associated Disorders: Quantifying Variability and Spontaneity of Movement. *Clinical Biomechanics*, *26*(1), 29-34. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.08.008

De Zoete, R. M., Osmotherly, P. G., Rivett, D. A., Farrell, S. F. y Snodgrass, S. J. (2017). Sensorimotor control in individuals with idiopathic neck

pain and healthy individuals: A systematic review and meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *98*, 1257-1271.

Michiels, S., Hallemans, A., Van de Heyning, P., Truijen, S., Stassijns, G., Wuyts, F. y De Hertogh, W. (2014). Measurement of cervical sensorimotor control: The reliability of a continuous linear movement test. *Manual Therapy*, *19*, 399-404.

Page, A., De Rosario, H., Mata, V., Hoyos, J. V. y Porcar, R. (2006a). Effect of marker cluster design on the accuracy of human movement analysis using stereophotogrammetry. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *44*, 1113-1119.

Page, A., Candelas, P., Belmar, F. (2006b). On the use of local fitting techniques for the analysis of physical dynamic systems. *European Journal of Physics*, *27*, 273-279.

Page, A., de Rosario, H., Mata, V. y Atienza, C. (2009). Experimental Analysis of Rigid Body Motion. A Vector Method to Determine Finite and Infinitesimal Displacements from Point Coordinates. *Journal of Mechanical Design*, *131*(3), 0310051-58. doi:10.1115/1.3066468

Ramsay, J. O. (2006). *Functional data analysis.* John Wiley & Sons.

Sjölander, P., Michaelson, P., Jaric, S. y Djupsjöbacka, M. (2008). Sensorimotor Disturbances in Chronic Neck Pain—range of Motion, Peak Velocity, Smoothness of Movement, and Repositioning Acuity. *Manual Therapy*, *13*(2), 122-131.

Snodgrass, S. J., Cleland, J. A., Haskins, R. y Rivett, D. A. (2014). The clinical utility of cervical range of motion in diagnosis, prognosis, and evaluating the effects of manipulation: a systematic review. *Physiotherapy*, *100*, 290-304.

Stenneberg, M. S., Rood, M., de Bie, R., Schmitt, M. A., Cattrysse, E. y Scholten-Peeters, G. G. (2017). To what degree does active cervical range of motion differ between patients with neck pain, patients with whiplash, and those without neck Pain? A systematic review and meta-analysis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *98*, 1407-1434.

Ullah, S. y Finch, C. F. (2013). Applications of functional data analysis: A systematic review. *BMC Medical Research Methodology*, *13*, 43-55.

Wu, G. y Cavanagh, P. R. (1995). ISB recommendations for standardization in the reporting of kinematic data. *Journal of Biomechanics*, *28*, 1257-1261.

Fiabilidad de la medida del eje instantáneo de rotación en el movimiento de flexo-extensión del cuello mediante video fotogrametría de precisión

William Venegas Toro[1]
Álvaro Page del Pozo[2]
Pilar Serra Añó[3]
E Iván Zambrano Orejuela[4]

Resumen

La valoración de la función cervical mediante los estudios cinemáticos es de gran relevancia por sus aplicaciones en los ámbitos clínico y médico-legal. Además de las técnicas clásicas basadas en los rangos de movimientos, en los últimos años se han realizado otras aproximaciones que utilizan variables cinemáticas capaces de ofrecer información sobre la coordinación y el control motor. Una de las más recientes se basa en el eje instantáneo de rotación (EIR) del movimiento de la cabeza, ya que ofrece información sobre el funcionamiento del sistema articular del cuello en su conjunto. El objetivo de este trabajo es determinar la fiabilidad de la medida experimental, mediante video fotogrametría de precisión, del EIR del movimiento de flexo-extensión del cuello. Dos observadores independientes tomaron muestras de quince voluntarios sanos, que realizaron un movimiento de flexo-extensión cíclica. El movimiento se registró con un sistema de video fotogrametría Kinescan. Mediante un software específico se calcularon las variables cinemáticas y la posición y movimiento del EIR, obteniéndose la fiabilidad entre sesión y entre operadores mediante el coeficiente de correlación intraclase (ICC) y el error estándar (SEM). Los resultados muestran un elevado ICC entre ciclos, lo que confirma que el movimiento que cada sujeto tiene un patrón individual de movimiento con un grado de libertad funcional. El ICC del EIR entre sesiones y operadores es superior a 0,7 y los errores de posición son del orden de 1 cm. Estos resultados confirman la viabilidad de las técnicas cinemáticas basadas en el EIR para su uso en aplicaciones clínicas.

1 Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador.
2 Universitat Politècnica de València, Valencia, España.
3 Universitat Politècnica de València, Valencia, España.
4 Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador.

Introducción

La medida del movimiento cabeza-cuello es útil en el diagnóstico y valoración funcional de las lesiones del cuello, y tiene interesantes aplicaciones desde el punto de vista clínico y médico-legal (Baydal-Bertomeu *et al.*, 2011). Por ello son muy numerosos los trabajos publicados sobre diferentes técnicas para caracterizar el movimiento cervical.

Las técnicas más utilizadas en el ámbito clínico son las basadas en el rango de movimiento (ROM), ya que existe una asociación entre el dolor y una pérdida del ROM. Por ello se ha desarrollado una amplia variedad de dispositivos simples (goniómetros, inclinómetros, sistemas inerciales, etc.) para la medida del ROM, revisados los trabajos de De Koning (*et al.*, 2008) y Fletcher (2008).

A pesar de su interés, las técnicas basadas en el ROM se centran en medidas de posiciones extremas, lo que limita las aplicaciones para valorar la coordinación o el control sensorimotor, ya que no se tienen en cuenta la cinemática de movimiento.

La cinemática del movimiento continuo del cuello se ha estudiado con técnicas análisis de movimientos de distinta naturaleza (ultrasonidos, sistemas electromagnéticos, videofotogrametría, sistemas inerciales), caracterizando y clasificando los factores que afectan al movimiento. En esta línea, se han publicado números trabajos para describir el movimiento del cuello en los tres planos, aplicados a muestras de sujetos sanos o pacientes en distintas etapas del proceso de rehabilitación (Cagnie *et al.*, 2007; Duc *et al.*, 2014; Fletcher, 2008; Dunleavy, 2013; Gelalis, 2009; Hall *et al.*, 2008; Assink *et al.*, 2005).

Las técnicas de análisis cinemático permiten medir variables continuas que describen el movimiento a través de variables como: velocidades y aceleraciones angulares, medidas de suavidad del movimiento, armonía de movimiento, variabilidad, *jerk*, etc. (Röijezon *et al.*, 2010; Baydal-Bertomeu *et al.*, 2011, Bahat *et al.*, 2015). A pesar de proporcio-

nar una información mucho más detallada del movimiento cervical, la mayoría de los trabajos publicados se limitan al estudio de las variables angulares, presentando una descripción parcial del movimiento en la que no se consideran los desplazamientos.

Por ello, más recientemente, se han desarrollado nuevos enfoques basados en la descripción completa de la cinemática cervical a partir de la descripción de la posición y movimiento del eje instantáneo de rotación (EIR) (Grip *et al.*, 2008, Page *et al.*, 2011; Cescon, 2014; Barbero *et al.*, 2017). El EIR ofrece una información completa del movimiento articular y es muy sensible a pequeños cambios de los patrones del movimiento o a alteraciones en la coordinación motora (Woltring *et al.*, 1994; Page *et al.*, 2011).

Ahora bien la utilidad de las técnicas cinemáticas no depende solo la cantidad de información que puedan ofrecer, sino también de la calidad de dicha información. En particular, las aplicaciones en el ámbito clínico exigen verificar la fiabilidad de las medidas. La fiabilidad es una propiedad clinimétrica relacionada con la reproducibilidad y resulta crítica para poder comparar medidas realizadas sobre sujetos distintos o en repeticiones del mismo sujeto (Lemeunier *et al.*, 2017).

Estos aspectos han sido ampliamente estudiados en el caso de las medidas basadas en el ROM (Jordan 2000; de Koning *et al.*, 2008; Leung 2016). Mucho más escasos son los trabajos orientados a determinar la fiabilidad de las variables cinemáticas en movimientos continuos (Michiels *et al.*, 2014; Bahat *et al.*, 2015). No hemos encontrado ningún estudio que analice la fiabilidad en la medida del EIR del cuello, si bien sí hay datos sobre otras articulaciones (Cáceres *et al.*, 2016).

La fiabilidad del EIR es un aspecto crítico en sus aplicaciones en el ámbito clínico. En efecto, el movimiento del EIR es muy sensible a las alteraciones funcionales o a pequeños cambios en la coordinación motora (Woltring *et al.*, 1994; Page *et al.*, 2011). Pero por ese mismo motivo es también muy sensible a los errores experimentales o a la variabilidad intrasujeto, inevitable en las pruebas realizadas con personas (Page *et al.*, 2006).

En esta línea se plantea el presente trabajo, cuyo objetivo es determinar la fiabilidad en la medida de la posición del EIR asociada a diferentes fuentes de variabilidad: entreciclos dentro de la misma sesión, entre operadores y entre sesiones tomadas en días diferentes. Para ello se ha realizado un estudio experimental y se ha caracterizado la fiabilidad mediante parámetros relativos —coeficiente de correlación intraclase (ICC)— y absolutos —error estándar (SEM) y correlación ICC—.

Material y métodos

Participantes

Un grupo de 15 sujetos sanos voluntarios participaron en las pruebas (7 varones y 8 mujeres). Todos los sujetos firmaron el formulario de consentimiento informado de acuerdo con los protocolos del Comité de Ética de la UPV.

Pruebas

Los sujetos participaron en tres sesiones: dos sesiones seguidas en un día, medidas con dos operadores diferentes (para determinar la fiabilidad inter-observador) y otra sesión al siguiente día (fiabilidad entre sesiones). En cada sesión se realizaron movimientos cíclicos continuos aproximados en el plano sagital (flexo-extensión). Cada sujeto realiza el gesto de manera natural por 30 segundos bajo el protocolo descrito en Baydal-Bertomeu (*et al.*, 2011).

Diseño experimental

Se registran los movimientos del cuello capturando la posición de un conjunto de marcadores reflectantes anatómicos y técnicos situados sobre la cabeza del sujeto, utilizando para ello un equipo de videofotogrametría de precisión (Kinescan-IBV), con una precisión inferior a 0,5 mm (Page 2006) y frecuencias de muestreo de 200 fps.

Dos operadores expertos (fisioterapeutas con experiencia en análisis de movimientos humanos) instrumentaron a cada sujeto con una diadema con 8 marcadores técnicos y un sistema de 5 marcadores anatómicos para determinar el sistema de referencia ligado a la cabeza (uno en el nasión y 2 en los poriones, y en los dos puntos suborbitarios que definen el plano de Frankfurt).

Cada sujeto fue medido en dos sesiones dentro del mismo día por los dos operadores y en otra sesión al día siguiente por uno de los dos operadores. Comparando las sesiones del mismo día se determina la fiabilidad entre operadores, mientras que comparando las medidas del mismo operador en días diferentes se obtiene la fiabilidad entre sesiones.

Análisis cinemático

El sistema de fotogrametría proporciona las coordenadas de los marcadores. A partir de las mismas se han calculado las variables cinemáticas del movimiento (desplazamientos, giros, velocidades lineales y angulares) utilizando software propio basado en los algoritmos descritos en Page (*et al.*, 2010). El movimiento continuo fue descompuesto en ciclos de flexión y extensión obteniéndose un EIR promedio entre ciclos siguiendo el procedimiento descrito en Page (*et al.*, 2010).

Tratamiento de datos

Dado que el EIR se va desplazando a lo largo del movimiento, describiendo una superficie reglada, su posición se ha determinado mediante el axoide definido por el corte del EIR con el plano sagital. De esta manera el movimiento de cuello lleva asociada una curva, estableciéndose la fiabilidad de su medida a partir de las similitudes entre axoides para repeticiones en el mismo movimiento, en la misma sesión o entre sesiones diferentes.

Para poder comparar curvas se normalizó la escala de tiempos mediante un reescalado lineal pasando a una escala de 0-100% del ciclo de movimiento. Además, se eliminaron partes de los extremos del mo-

vimiento donde la velocidad angular era inferior a un umbral y EIR no se puede calcular con precisión (Page *et al.*, 2006).

La fiabilidad entre ciclos para cada sujeto se analizó calculando el ICC (2,k) para las dos coordenadas del axoide (Y y Z), tal como se explica en Weir (2005). De esta manera se obtiene, para cada sujeto, un valor de reproducibilidad entre ciclos de la misma sesión. Además, se ha calculado el error estándar (SEM) de las coordenadas del EIR mediante un ANOVA, como se describe en el artículo anteriormente citado. También se ha analizado la fiabilidad de las curvas ángulo (tiempo).

En el caso de la fiabilidad entre operadores y entre sesiones, se ha calculado el ICC (2, single) y el SEM a partir del ANOVA asociado.

Puesto que cada curva tiene dos coordenadas (con los correspondientes ICC y SEM), para ofrecer una medida única que incluya ambas coordenadas, se ha calculado un índice conjunto como la media geométrica de los parámetros asociados a las dos coordenadas, ecuación (1):

$$ICC_{yz} = \sqrt{ICC_y \cdot ICC_z} \tag{1}$$

Mientras que el SEM se calcula como la raíz de la suma de los errores (MSerror) al cuadrado:

$$SEM = \sqrt{MS_{error}} \tag{2}$$

Estos valores se han calculado para las curvas de cada sujeto. Para describir la distribución de la muestra analizada se usarán los valores medios en el caso de la fiabilidad entre ciclos y una descripción más detallada (mediana y cuartiles inferior y superior) en el caso de la variabilidad entre operadores y entre sesiones.

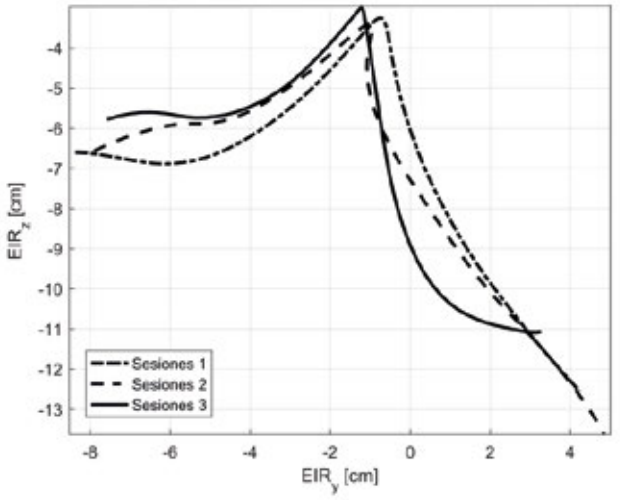
Resultados y discusión

En la figura 1 se muestra un ejemplo de los axoides del EIR en las tres repeticiones de un sujeto. El origen de coordenadas corresponde al

eje que pasa por los poriones (aproximadamente el eje que atraviesa los canales auditivos). Como puede observarse, se trata de curvas suaves que representan un movimiento continuo del EIR asociado a un movimiento también continuo de la cabeza. Estos resultados coinciden con los apuntados en Page (*et al.*, 2011) y señalan un movimiento coordinado de las vértebras cervicales; a diferencia del movimiento aparentemente errático del EIR que se muestra en otros trabajos (Cescon, 2014; Barbero *et al.*, 2017). Dichos movimientos erráticos no tienen justificación desde el punto de vista cinemático o fisiológico y probablemente se deben a una técnica experimental poco precisa.

Como puede verse, las curvas suelen presentar un punto más elevado que corresponde a la posición neutra. A medida que se produce el movimiento de flexión, el EIR desciende rápidamente. En el de extensión también hay un descenso, pero menos acusado.

Figura 1
Comportamiento de EIR medio en el plano sagital
para las tres sesiones de un solo sujeto en el movimiento de flexión



Fuente: los autores

En la tabla 1 aparece una descripción detallada de las variables que definen el movimiento angular y el desplazamiento del EIR. La posición media del EIR es algo posterior al origen del sistema de referencia anatómico y está claramente por debajo (unos 7 cm). Sin embargo, el rango de desplazamiento del EIR es bastante amplio, sobre todo en el movimiento de extensión.

Tabla 1
Descriptivo de variables funcionales medias ROM (°)
y EIR (cm) en inter-observador

			Media	Desviación estándar
ROM			127,22	16,12
EIR media	Y	Elevación	-1,42	1,09
	Z		-7,44	1,33
EIR rango	Y		6,03	2,09
	Z		6,41	3,18
EIR media	Y	Descenso	-2,56	1,27
	Z		-7,08	1,26
EIR rango	Y		6,53	2,71
	Z		4,03	2,25

Fuente: los autores

Los valores medios de fiabilidad entre-ciclos dentro de la misma sesión aparecen en la tabla 2. Como puede observarse, la fiabilidad en la medida de los ángulos es muy alta, con un ICC próximo a la unidad y un error estándar de menos de 3º muy pequeño si se compara con el rango del movimiento que es de casi 130º de media. En cuanto a la posición del EIR, el ICC conjunto también es excelente (0,98), con un error estándar en las coordenadas del orden de 1 cm. Estos resultados muestran que el movimiento cíclico es muy reproducible y que se verifica la hipótesis de un grado de libertad funcional propuesta en Page (*et al.*, 2011).

Tabla 2
Fiabilidad entre ciclos de las curvas de posición angular media ϕ_x (°) y trayectoria de EIR_{yz} (cm) medio en el plano sagital (media de todos los sujetos)

		ϕ_x	EIR_{yz}
ICC	Extensión	0,999	0,981
SEM		2,37º	1,17 cm
ICC	Flexión	0,998	0,971
SEM		2,71º	1,09 cm

Fuente: los autores

En la tabla 3 se muestran los resultados de la fiabilidad entre observadores (misma sesión), indicándose la mediana y los cuartiles inferior y superior de la muestra analizada.

Tabla 3
Fiabilidad del EIR entre operadores (misma sesión)

Percentiles [%]		**ICC**	**SEM (cm)**
25%	Extensión	0,826	0,79
50%		0,938	1,21
75%		0,973	1,62
25%	Flexión	0,749	0,56
50%		0,916	0,69
75%		0,962	1,34

Fuente: los autores

Como puede observarse, los valores del ICC son muy buenos tanto en el ángulo como en la posición del EIR. El ICC mediano es superior a 0,9, mientras que el error estándar mediano es del orden de 1 cm, lo que pone de manifiesto que el comportamiento de cada sujeto es muy

reproducible en medidas dentro del mismo día, incluso cuando se instrumenta dos veces al sujeto por operadores diferentes. Apenas hay diferencias entre el movimiento de flexión y el de extensión, si bien parece que el de flexión es algo más reproducible.

En la tabla 4 se muestran los valores de los parámetros de fiabilidad entre sesiones (mismo operador). Los valores son salgo inferiores al caso anterior, como era de esperarse, dado que ahora las medidas se toman en días distintos. En este caso hay algunos sujetos que ya presentan una variabilidad mayor, si bien los valores medios siguen siendo muy buenos. El error mediano también es del orden de 1 cm, lo que se considera suficiente para una buena medida del EIR.

Tabla 4
Fiabilidad en el EIR para medidas entre sesiones (mismo operador)

Percentiles [%]		**ICC**	**SEM (cm)**
25%	Extensión	0,662	0,71
50%		0,925	0,84
75%		0,968	1,22
25%	Flexión	0,873	0,59
50%		0,945	0,88
75%		0,984	1,54

Fuente: los autores

Hay que señalar que la comparación entre repeticiones se ha realizado sobre una escala temporal normalizada, que no tiene en cuenta el pequeño desfase que se puede producir en los ángulos. Debido a ello es posible que no se estén comparando puntos exactamente homólogos en las curvas de la figura 1. Esto afecta negativamente a la fiabilidad calculada, que posiblemente mejoraría si se realizase un reescalado en el domino geométrico, usando el ángulo como variable y no el porcentaje del ciclo de movimiento.

En cualquier caso, los valores de fiabilidad obtenidos muestran que, con la técnica de medida adecuada (precisión y promediado en medidas cíclicas), es posible determinar la posición del EIR con suficiente reproducibilidad no solo entre operadores, sino incluso en medidas tomadas en días diferentes.

Conclusiones

El EIR es una característica del movimiento que proporciona valiosa información sobre la cinemática y sobre la coordinación motora en articulaciones complejas, como es el caso del cuello. Su trayectoria es muy sensible a pequeñas alteraciones del movimiento, por lo que la determinación de la fiabilidad de la técnica empleada es imprescindible para poder usar esta característica en aplicaciones clínicas.

En este trabajo se muestra que, bajo las condiciones adecuadas de precisión de la técnica de medida, es posible analizar el movimiento del EIR del cuello de una forma suficientemente fiable. La fiabilidad es excelente entre ciclos de la misma sesión y muy buena entre operadores e incluso entre sesiones.

Agradecimientos

Este trabajo ha sido parcialmente financiado por el Ministerio de Economía Industria y Competitividad del Gobierno de España (proyecto de investigación DPI2013-44227-R) y por la Escuela Politécnica Nacional de Quito, Ecuador (Proyecto PIJ-15-08).

Referencias

Assink, N., Bergman, G. J., Knoester, B., Winters, J. C., Dijkstra, P. U. y Postema, K. (2005). Interobserver reliability of neck-mobility measurement by means of the flock-of-birds electromagnetic tracking system. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *28*, 408-413.

Bahat, H. S., Chen, X., Reznik, D., Kodesh, E. y Treleaven, J. (2015). Interactive cervical motion kinematics: Sensitivity, specificity and clinically significant values for identifying kinematic impairments in patients with chronic neck pain. *Manual Therapy*, *20*, 295-302.

Barbero, M., Falla, D., Clijsen, R., Ghirlanda, F., Schneebeli, A., Ernst, M. y Cescon, C. (2017). Can parameters of the helical axis be measured reliably during active cervical movements? *Musculoskeletal Science and Practice*, *27*, 150-154.

Baydal-Bertomeu, J. M., Garrido-Jaén, D., Prat, J. M. y Page, A. F. (2011). Neck Motion Patterns in Whiplash-Associated Disorders: Quantifying Variability and Spontaneity of Movement. *Clinical Biomechanics*, *26*(1), 29-34. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.08.008

Cáceres, M., Serra, P., López, J. y Page, A. (2016). Reliability of the Shoulder Instantaneous Helical Axis measurement during the scaption movement. *Gait & Posture*, *49*, 268.

Cagnie, B., Cools, A., De Loose, V., Cambier, D. y Danneels, L. (2007). Reliability and normative database of the Zebris cervical range-of-motion system in healthy controls with preliminary validation in a group of patients with neck pain. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *30*, 450-455.

Cescon, C. (2014). Methodological analysis of finite helical axis behavior in cervical kinematics. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *24*, 628-635.

De Koning, C. H., van den Heuvel, S. P., Staal, J. B., Smits-Engelsman, B. C. y Hendriks, E. J. (2008). Clinimetric evaluation of active range of motion measures in patients with non-specific neck pain: a systematic review. *European Spine Journal*, *17*, 905-921.

Duc, C., Salvia, P., Lubansu, A., Feipel, V. y Aminian, K. (2014). A wearable inertial system to assess the cervical spine mobility: comparison with an optoelectronic-based motion capture evaluation. *Medical Engineering & Physics*, *36*, 49-56.

Dunleavy, K. (2013). Comparison of cervical range of motion in two seated postural conditions in adults 50 or older with cervical pain. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, *21*, 33-39.

Fletcher, J. (2008). Intrarater reliability of CROM measurement of cervical spine active range of motion in persons with and without neck pain. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *38*, 640-645.

Gelalis, I. D., De Frate, L. E., Stafilas, K. S., Pakos, E. E., Kang, J. D. y Gilbertson, L. G. (2009). Three-dimensional analysis of cervical spine motion: re-

liability of a computer assisted magnetic tracking device compared to inclinometer. *European Spine Journal*, *18*, 276-281.

Grip, H., Sundelin, G., Gerdle, B. y Karlsson, J. (2008). Cervical helical axis characteristics and its center of rotation during active head and upper arm movements—comparisons of whiplash-associated disorders, non-specific neck pain and asymptomatic individuals. *Journal of Biomechanics*, *41*, 2799-2805.

Hall, T. M., Robinson, K. W., Fujinawa, O., Akasaka, K. y Pyne, E. A. (2008). Intertester reliability and diagnostic validity of the cervical flexion-rotation test. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *31*, 293-300.

Jordan, K. (2000). Assessment of published reliability studies for cervical spine range-of-motion measurement tools. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, *23*, 180-195.

Lemeunier, N., da Silva-Oolup, S., Chow, N., Southerst, D., Carroll, L., Wong, J. J., Shearer, H., Mastragostino, P., Cox, J., Côté, E., Murnaghan, K., Sutton, D. y Côté, P. (2017). Reliability and validity of clinical tests to assess the anatomical integrity of the cervical spine in adults with neck pain and its associated disorders: Part 1—A systematic review from the Cervical Assessment and Diagnosis Research Evaluation (CADRE) Collaboration. *European Spine Journal*, 1-17.

Leung, M. Y. (2016). Accuracy of different modalities to record natural head position in 3 dimensions: a systematic review. *Journal of Oral and Maxillofacial Surgery*, *74*, 2261-2284.

Michiels, S., Hallemans, A., Van de Heyning, P., Truijen, S., Stassijns, G., Wuyts, F. y De Hertogh, W. (2014). Measurement of cervical sensorimotor control: The reliability of a continuous linear movement test. *Manual Therapy*, *19*, 399-404.

Page, A., de Rosario, H., Gálvez, J. A. y Mata, V. (2011). Representation of planar motion of complex joints by means of rolling pairs. Application to neck motion. *Journal of Biomechanics*, *44*, 747-750.

Page, A., de Rosario, H., Mata, V., Hoyos, J. V. y Porcar, R. (2006). Effect of marker cluster design on the accuracy of human movement analysis using stereophotogrammetry. *Medical and Biological Engineering and Computing*, *44*, 1113-1119.

Page, A., Gálvez, J. A. y de Rosario, H. (2010). Optimal average path of the instantaneous helical axis in planar motions with one functional degree of freedom. *Journal of Biomechanics*, *43*, 375-378.

Röijezon, U., Djupsjöbacka, M., Björklund, M., Häger-Ross, Ch., Grip, H. y Liebermann, D. G. (2010). Kinematics of fast cervical rotations in persons with chronic neck pain: a cross-sectional and reliability study. *BMC musculoskeletal disorders*, *11*, 222.

Snodgrass, S. J., Cleland, J. A., Haskins, R. y Rivett, D. A. (2014). The clinical utility of cervical range of motion in diagnosis, prognosis, and evaluating the effects of manipulation: a systematic review. *Physiotherapy*, *100*, 290-304.

Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *19*, 231.

Woltring, H. J., Long, K., Osterbauer, P. J. y Fuhr, A. W. (1994). Instantaneous helical axis estimation from 3-D video data in neck kinematics for whiplash diagnostics. *Journal of Biomechanics*, *27*, 14151427-14251432.

Efecto del programa Fallproof sobre el equilibrio y desempeño físico funcional del anciano caedor institucionalizado

Mónica Carolina Delgado Molina[1]
y Mercy Andrea Benavides de la Cruz[2]

Resumen

La pérdida de equilibrio y desempeño físico funcional en los adultos mayores se produce en respuesta a las modificaciones progresivas del proceso de envejecimiento en el sistema sensorial y motor, siendo estos cambios factores de riesgo para la aparición de caídas en los adultos mayores de 60 años en comunidad y más en los institucionalizados. El objetivo de este trabajo es determinar los cambios en el equilibrio y en el desempeño físico funcional antes y después de la aplicación del programa Fallproof (anticaídas) en adultos mayores caedores institucionalizados. El método usado es un estudio cuasi experimental, longitudinal, con determinación de muestra no aleatoria. La muestra estuvo compuesta por doce adultos mayores. Se midió el equilibrio y el desempeño físico funcional a través de las pruebas: Tinetti Balance (TB), Balance Avanzado de Fullerton (FAB) y Batería Corta de Desempeño Físico (SPPB), antes y después del programa Fallproof. El programa Fallproof fue aplicado durante cuatro meses, tres veces por semana, con una duración de 1 hora por sesión. Los principales cambios se evidenciaron en el equilibrio, se vieron cambios estadísticamente significativos en la medición de las subvariables de las escalas TB y FAB con valores de $P \leq 0{,}05$. La prueba SPPB no aportó datos de significancia. La efectividad del programa se estableció con la prueba D de Cohen —magnitud del efecto (ME), estableciendo ME = 2,2 en las pruebas de valoración del equilibrio—. En conclusión, los resultados sugieren una asociación significativa entre la aplicación del programa y los cambios del equilibrio, lo que concluye que los adultos mayores caedores modifican el equilibrio posterior a la aplicación del programa.

Introducción

El proceso de envejecimiento es catalogado como un proceso fisiológico, continuo y deletéreo (Gómez y Curcio, 2014), caracterizado por

1 Docente profesional, Universidad Mariana, Facultad de Ciencias de la Salud, Programa de Fisioterapia, Pasto, Colombia (cdelgado@umariana.edu.co).

2 Docente profesional, Universidad Mariana, Facultad de Ciencias de la Salud, Programa de Fisioterapia, Pasto, Colombia (merbenavides@umariana.edu.co).

cambios de carácter intrínseco, propios del envejecimiento y/o asociados a la enfermedad, y por la presencia de factores extrínsecos relacionados con el contexto y el ambiente donde el adulto mayor se desenvuelve, es decir, los componentes físicos, psicológicos, sociales y contextuales condicionan el grado de independencia de una persona a partir de su condición de salud (OMS y OPS, 2001). Esto permite comprender que las alteraciones de uno o varios de los componentes antes mencionados restringen de alguna manera el grado de funcionalidad o desempeño físico funcional del adulto mayor, comprometiendo la capacidad de realizar las actividades de la vida diaria de manera independiente a partir de actividades específicas como la marcha, la fuerza y el equilibrio (Guralnik y Winograd, 1994), incrementando el riesgo de sufrir eventos adversos, de generar dependencia, institucionalización, hospitalización y muerte prematura (Onder *et al.*, 2005; Cabrero *et al.*, 2012; Ostir *et al.*, 2007). Es importante mencionar que el equilibrio es un componente fundamental del funcionamiento del individuo, pues a partir de la recepción de la información de los sistemas somatosensorial, visual y vestibular se consigue la interpretación de los ambientes sensoriales complejos mediante procesamientos centrales realizados a nivel de corteza, que conllevan a la ejecución de un movimiento y/o respuesta a partir del sistema músculo-esquelético (fuerza, rango de movimiento, flexibilidad y resistencia) (Montes *et al.*, 2000), dando lugar a una capacidad funcional adecuada. Sin embargo, la alteración del equilibrio en el adulto mayor es uno de los principales cambios que acompañan el proceso de envejecimiento, siendo la principal causa de caídas (Marcon *et al.*, 2011), síndrome geriátrico de mayor ocurrencia en la población de adultos mayores (Galván *et al.*, 2010).

Es evidente que la interacción del sujeto con el entorno es parte importante de su vida, según Moreira (1999), el envejecimiento se considera patológico cuando la incidencia de enfermedad altera los parámetros biológicos y dificulta las relaciones sociales. Estas características son aún más evidentes en los adultos mayores institucionalizados, pues ante la declinación de la capacidad funcional propia del envejecimiento se suma

una fuerte influencia de los factores contextuales propios del ambiente regulado donde se encuentran, lo que implica una pérdida del control sobre los sucesos de la vida cotidiana y un mayor deterioro funcional y dependencia debido al sedentarismo; agregando, además, otros factores de tipo psicológico que acompañan esta situación (Mora *et al.*, 2004). Es así como la institucionalización aumenta la pérdida de funcionalidad, volviendo al anciano más vulnerable e incrementando el riesgo de las caídas. Según Del Nogal (*et al.*, 2007) y Rubentesin (*et al.*, 1994), las caídas tienen mayor prevalencia en los adultos mayores institucionalizados en comparación con los adultos mayores de la comunidad. En estudios realizados en Colombia se evidenció que aproximadamente el 30% y 50% de los adultos mayores institucionalizados habían sufrido al menos una caída en el último año (Jensen *et al.*, 2002; Curcio *et al.*, 1998; Curcio y Montes, 2006), de los cuales aproximadamente el 42% presentó una caída recurrente. Las consecuencias que dejaron las caídas afectaron los componentes: osteomusculares (10%), neurológicos (44%) y psicológicos (39,8%) (Henao *et al.*, 2009; Curcio y Gómez, 2012).

La disminución del desempeño físico funcional y la alteración del equilibrio incrementan el riesgo de caídas y con ello el grado de dependencia del adulto mayor en las actividades cotidianas, comprometiendo la calidad de vida del adulto mayor institucionalizado y aumentando razonablemente los costos en los cuidados. Por esta razón se hace ineludible el planteamiento de estrategias orientadas a la disminución de la incidencia de caídas, encaminadas en soportar con procesos investigativos los programas y/o protocolos de ejercicios enfocados en la mejora del equilibrio y desempeño físico funcional; dichos programas de ejercicio deben estar debidamente estructurados para la población de adultos mayores caedores e institucionalizados.

Los cambios del envejecimiento no se pueden revertir sin embargo si pueden reducirse o atenuarse con la actividad física regular, por ello la presente investigación tuvo como objetivo conocer los efectos del progra-

ma de ejercicios Fallproof (Rose, 2008) sobre el equilibrio y el desempeño físico funcional de los adultos mayores caedores e institucionalizados.

Metodología

Esta investigación fue aprobada por el comité de ética de la Universidad Mariana, bajo acta Nº GE-FASJ-027-16. Se desarrolló con metodología cuantitativa, enfoque empírico analítico de carácter cuasi-experimental, con un muestreo a conveniencia, considerando para la selección los siguientes criterios de inclusión: personas mayores de 60 años pertenecientes a la fundación geriátrica del estudio, con reporte de caídas durante el periodo enero-diciembre de 2015, que realizaran deambulación en bípedo independiente con o sin ayuda externa y que presentaran un adecuado nivel de cognición evaluada con Minimental Test de Folstein superior a 23 puntos para personas alfabetizadas y con puntaje de 20 puntos para las personas analfabetas. Criterios de exclusión: no firmar el consentimiento informado, adultos mayores con algún grado de deterioro cognitivo de base, con secuelas de enfermedad cerebrovascular o enfermedad de Parkinson, y que estuvieran participando de algún programa de ejercicios dirigido o continuo previo a la aplicación del programa.

El proceso de investigación inició con la selección de la fundación geriátrica en la ciudad de Pasto, Nariño, Colombia, la cual presentó un registro de caídas para el año 2015. Una vez definida la fundación, se realizó la verificación del registro de caídas del periodo enero-diciembre de 2015, encontrándose a 35 personas que habían presentado caídas en dicho periodo. Posteriormente, en esta población se verificaron criterios de selección a través de la revisión de historias clínicas y la aplicación de Minimental Test. Diecisiete adultos mayores cumplieron con los criterios de inclusión, los cuales firmaron un consentimiento informado y recibieron la explicación sobre las implicaciones éticas del estudio. Finalmente, la muestra estuvo conformada por 12 adultos mayores, ya que 2 fallecieron durante el pro-

ceso de aplicación del programa y 3 lo abandonaron por condiciones de salud no relacionadas con la aplicación del programa de ejercicios.

La investigación se realizó en tres fases:

- La primera fase involucró la aplicación de encuestas para conocer las características sociodemográficas y de condición de salud de los ancianos realizada por co-investigadores capacitados. Dicha encuesta fue previamente calibrada con prueba piloto por el grupo investigador, posteriormente se aplicaron dos instrumentos para valorar el equilibrio: Tinetti Balance (TB), la Escala de Equilibrio Avanzado de Fullerton (FAB) y la valoración del desempeño físico funcional realizada con la Batería Corta de Desempeño Físico (SPPB, por sus siglas en inglés).
- La segunda fase consistió en la aplicación del programa protocolizado Fallproof por el grupo de co-investigadores, el cual fue desarrollado durante 16 semanas, 3 veces por semana, con una duración de 60 minutos por sesión y distribuida en tres fases: calentamiento (10 min), central (40 min) y final (10 min). El protocolo manejó cuatro componentes: capacitación del control del centro de gravedad, capacitación del control ortostático, capacitación multisensorial y capacitación de la marcha; componentes que establecen cada una de las fases por sesión.
- La tercera y última fase fue la post evaluación del equilibrio y del desempeño físico funcional con los instrumentos descritos para la evaluación inicial realizada por 8 personas capacitadas en el área, escogidas aleatoriamente por los investigadores para controlar posibles sesgos de la post evaluación.

Las variables dependientes utilizadas para el análisis fueron el equilibrio y el desempeño físico funcional, con las subvariables que cada instrumento evaluaba. La variable independiente fue el programa Fallproof que promueve la independencia funcional, mejorando o modificando los factores de riesgo a caer (WHO, 2007).

Análisis estadístico

Se realizó un análisis univariado para las variables cualitativas, las características sociodemográficas y de condición de salud, las cuales fueron descritas en frecuencias absolutas y relativas. Para verificar la normalidad de las variables se aplicó la prueba Shapiro Wills; posteriormente, al encontrar normalidad se utilizaron pruebas paramétricas realizando comparación de medias relacionadas con la prueba *t- de student* con valores de $p \leq 0,05$ para confirmar la significancia estadística de cada una de las variables y subvariables, respectivamente, permitiendo la verificación de la hipótesis alterna. Posteriormente, para establecer si los efectos estadísticamente significativos son relevantes en el campo de aplicación de la investigación, se realizó la prueba D de Cohen que interpreta la magnitud del efecto del programa en cada una de las variables. El análisis estadístico se realizó con el programa SPSS versión 2.0 de acceso gratuito.

Resultados

En la tabla 1 se describen las características sociodemográficas y en la tabla 2 las características de condición de salud de la muestra de estudio que estuvo conformada por 12 personas, con una media de edad de 76,2 años.

Tabla 1
Características sociodemográficas

Variable	Frecuencia	Porcentaje
Género		
Masculino	6	50
Femenino	6	50
Total	12	100
Edad por grupos		
60-65	3	25
66-70	1	8,3
71-75	1	8,3

74-80	2	16,7
81-90	4	33,3
>90	1	8,3
Total	12	100
Estado civil		
Soltero	9	75
Casado	1	8,3
Viudo	2	16,7
Total	12	100
Nivel de estudio		
Primaria	9	75
Secundaria	3	25
Total	12	100
Años de institucionalización		
Menor a un año	1	8,3
Entre 1 y 5 años	10	83,3
Entre 5 y 10 años	1	8,3
Total	12	100

Fuente: las autoras

Tabla 2
Características de condición de salud

Variable	Frecuencia	Porcentaje
Caídas		
1 caída	10	83,3
Entre 1 y 3 caídas	2	16,7
Total	12	100
Polifarmacia		
No	3	25
Si	9	75
Total	12	100

Utilizan ayuda externa		
No	5	41,7
Si	7	58,3
Total	12	100
Problemas visuales		
No	4	33,3
Si	8	66,7
Total	12	100
Uso de gafas		
No	10	83,3
Sí	2	16,7
Total	12	100
Problemas auditivos		
No	1	8,3
Si	11	91,7
Total	12	100
Alteraciones neurológicas		
No	6	50
Si	6	50
Total	12	100
Alteraciones del sistema óseo		
No	6	50
Si	6	50
Total	12	100
Alteraciones cardíacas		
No	8	66,7
Si	4	33,3
Total	12	100

Fuente: las autoras

En la tabla 3 se presenta el comportamiento del riesgo a caer, analizando las variables evaluadas para equilibrio y desempeño físico

funcional. La comparación de las medias entre los resultados de la pre evaluación y post evaluación totales del FAB y TB determinaron significancia estadística con un valor de P = 0,000 y resultados de ME = 2,2 (magnitud grande) para FAB y ME = 1,7 (magnitud grande) para TB. Por lo anterior, se puede aprobar la hipótesis alterna para equilibrio, sin embargo, el instrumento que valoró el desempeño físico funcional no determinó datos de significancia estadística y consecuentemente sin efectos en esta variable.

Tabla 3
Comportamiento del riesgo evaluado con la escala FAB, TB y SPPB antes y después de la aplicación del programa Fallproof

Riesgo a caer	Pre evaluación	Post evaluación	Diferencias emparejadas		P*	ME**
			Media	DE		
FAB	11,75	25,67	-13,91	6,47	0,000	2,2
TB	10,33	18,58	-8,25	4,92	0,000	1,7
SPPB	4	6,08	-2,083	3,423	0,059	-0,79

DE = desviación estándar
* P≤0,05 significancia estadística/*t de student*
** ME = magnitud del efecto/D de Cohen

Fuente: las autoras

Las tablas 4 y 5 muestran los valores de la pre evaluación y post evaluación del equilibrio con la escala FAB y con la escala TB, demostrando cambios estadísticamente significativos en el 80% de las subvariables de cada una de las escalas.

En la tabla 6 se observan los resultados del desempeño físico funcional evaluado con la SPPB antes y después de la aplicación del programa Fallproof, siendo la subvariable de velocidad de la marcha la única que presentó cambios estadísticamente significativos (P = 0,012) con una magnitud del efecto grande (ME = 0,9), presentando cambios importantes en los porcentajes de frecuencia. La pre evaluación permitió

determinar que el 58% de la población iniciaba la marcha en un tiempo mayor a 6,52 segundos y la post evaluación mostró datos en los cuales el mismo porcentaje de la población iniciaba la marcha entre 6,52 segundos y menos de 3,62 segundos. El análisis del riesgo con esta prueba no determinó significancia ni efecto sobre el desempeño físico funcional.

Tabla 4
Comportamiento de las variables cuantitativas durante la pre y post evaluación del equilibrio con la escala Fullerton al aplicar el programa Fallproof

Variable	Pre evaluación	Post evaluación	Diferencias emparejadas		P*	ME**
			Media	DE		
Bipedestación con pies juntos y ojos cerrados	3,08	4,25	-1,167	1,115	*0,004	1,0
Estirarse hacia adelante para coger con el brazo un objeto situado a la altura del hombro	4,08	4,33	-2,5	0,866	0,339	0,3
Girar 360° hacia la derecha y hacia la izquierda	2,75	3,5	-7,5	1,422	0,095	0,5
Paso sobre y por encima de un escalón de 15,2 cm	2,75	4,33	-1,583	1,24	*0,001	1,3
Caminar con los pies en tándem	1,58	3,67	-2,083	1,24	*0.000	1,7
Monopedestación	1,17	2,42	-1,25	1,138	*0,003	1,1
Bipedestación sobre goma espuma con los ojos cerrados	1,58	2,75	-1,167	1,337	*0,012	0,9
Salto de longitud a dos pies	1,25	2,5	-1,25	0,866	*0,000	1,4
Caminar girando la cabeza	2,08	3,67	-1,583	0,9	*0,000	1,8
Control ortostático reactivo	1,33	4,17	-2,833	1,03	*0,000	2,8

DE = desviación estándar
* P ≤ 0,05 significancia estadística
** ME: magnitud del efecto

Fuente: las autoras

Tabla 5
Comportamiento de las variables cuantitativas durante la pre y post evaluación del equilibrio medidas con la escala Tinetti Balance al aplicar el programa Fallproof

Variable	Pre evaluación	Post evaluación	Diferencias emparejadas		P*	ME**
			Media	DE		
Balance en posición en silla	2,08	3	-0,917	0,289	*0,000	3,2
Levantarse de una silla	2,17	2,33	-0,167	0,718	0,438	0,2
Balance en el momento de adoptar la posición de pie (3-5 segundos)	2,00	2,67	-0,667	0,661	*0,005	1.0
Balance en posición de pie (5 segundos o más)	1,92	2,75	-0,833	0,835	*0,005	1.0
Balance con los ojos cerrados	1,92	2,25	-0,333	0,888	0,22	0,4
Balance girar 360°	1,75	2,42	-0,667	0,778	*0,013	0,9
Empujón en esternón	1,58	2,67	-1,083	0,669	*0,000	1,6
Balance en un pie	1,17	1,75	-0,583	0,669	*0,012	0,9
Extensión de espalda	1,42	2,58	-1,167	0,577	*0,000	2
Alcanzar un objeto alto	2,25	2,75	-0,5	0,674	*0,026	0,7
Agacharse a recoger un objeto	1,75	2,5	-0,75	0,622	*0,002	1,2
Sentarse en una silla	2,25	2,75	-0,5	0,522	*0,007	1

DE = desviación estándar
* P ≤ 0,05 significancia estadística/*t de student*
** ME = magnitud del efecto/D de Cohen

Fuente: las autoras

Tabla 6
Comportamiento de las variables cuantitativas durante la pre y post evaluación del desempeño físico funcional medido con la SPPB al aplicar el programa Fallproof

Variable	Pre evaluación	Post evaluación	Diferencia emparejada		P*	ME**
			Media	DE		
Semi-tándem	2,25	2,67	-0,417	1,087	0,21	0,4
Pies juntos	2,42	2,92	-0,5	1	0,111	0,5
Tándem	1,92	2,58	-0,667	1,497	0,151	0,4
Incorporarse de una silla	1,92	2,67	-0,75	1,603	0,133	0,5
Velocidad de marcha	2,42	3	-0,583	0,669	*0,012	0,9

DE = desviación estándar
* P ≤ 0,05 significancia estadística/*t de student*
** ME = magnitud del efecto/D de Cohen

Fuente: las autoras

Discusión

El estudio inició con una caracterización sociodemográfica y de la condición de salud encontrando en la población de estudio una distribución similar para el género masculino (50%) y femenino (50%), no encontrando relación con los estudios afines realizados en adultos mayores. Peralta (*et al.*, 2015) menciona que la prevalencia de población adulta mayor de género femenino es mayor que la masculina; igualmente, Gómez (*et al.*, 1995) registró datos donde el 60% de los residentes en los hogares de ancianos fueron mujeres; asimismo, Gómez (*et al.*, 1995), Silsupadol (*et al.*, 2006) y Whitehurst (*et al.*, 2005), con investigaciones y líneas de intervención similares a este estudio, encontraron que la edad promedio de estudio estaba entre los 65 y 80 años, posiblemente

relacionada con el aumento de la esperanza de vida y los cambios de las estructuras demográficas a nivel mundial (Cardona *et al.*, 2011). Como mencionan Cruz (*et al.*, 2014) y Gac (*et al.*, 2003), la población geriátrica ha envejecido y la mayoría de los residentes de las instituciones presentan edades superiores a 85 años. El estado civil soltero prevaleció en el 75% de la población, condición que se presenta con mayor frecuencia en la población institucionalizada, en respuesta a que el adulto mayor llega a la institucionalización ante la situación de no tener una pareja o conyugue (Profamilia, 2010). El censo DANE-2005 determinó que la población adulta mayor en Colombia tiene un promedio de escolarización de cinco años (Ministerio de la Protección Social, 2005). En concordancia, el 75% de la población de estudio presentó un nivel de educación de básica primaria y, según Arango y Ruiz (2005), el bajo nivel de escolaridad conlleva que la subsistencia y bienestar sean más difíciles, con mayor riesgo de ser internados en instituciones o alberges geriátricos. Cruz (2015) expone que las condiciones sociodemográficas y económicas de la época son factores que afectan la posibilidad de tener una educación. El 83% de la población presentó entre 1 y 5 años de institucionalización. Algunos estudios establecen que el 85% de la población de adultos mayores institucionalizados presenta una media de 3 años de institucionalización y los mayores de 80 años tienen mayor tendencia a ser institucionalizados y al abandono familiar debido a factores como deterioro cognitivo, presencia de enfermedades crónicas y dependencia funcional, condiciones que conllevan a la institucionalización (Henao *et al.*, 2009; Murgieri, 2012; Takako y Villarquide, 2013).

La alta incidencia de caídas de los sujetos de estudio se relaciona con lo encontrado en investigaciones realizadas por Gómez y Curcio (2012), quienes demuestran que del 41% al 50% de adultos mayores institucionalizados presentan al menos 1 caída al año, con promedios de 1,2 a 1,8 caídas en población con características similares. Esta clara evidencia de caídas recurrentes, posiblemente en respuestas al control y manejo de las enfermedades crónicas asociadas al consumo de más de tres medicamen-

tos al día, alteran los procesos normales de respuesta a los cambios posicionales, agravados con el contexto de la institucionalización. Sánchez afirma que los aditamentos ayudan a que el adulto mayor pueda caminar mejor, siempre y cuando se utilicen de la manera correcta, por el contrario si se utilizan de manera incorrecta pueden ocasionar caídas (Bravo y Sánchez, 2012). Este riesgo puede estar asociado a un inadecuado proceso terapéutico de rehabilitación que predisponga al adulto mayor a sufrir caídas con consecuencias como fracturas y luxaciones que aumentan su condición de dependencia (Guerrero *et al.*, 2015). Se concluye entonces que es evidente que el riesgo de caída en los adultos mayores institucionalizados es alto y que las condiciones sociodemográficas y de salud determinan la modificación del riesgo (Gómez *et al.*, 2017; Quintero, 2009).

Después de una caída, independientemente de si se genera una lesión seria o no, los mecanismos de defensa que adopta el anciano ante estas situaciones son: disminución de la altura del centro de gravedad que se refleja en aumento de la base de sustentación, decremento en la velocidad de marcha (Ponce, 2013) y menor longitud del paso (Silsupadol *et al.*, 2006). En este sentido, son diversos los reportes de investigación que muestran que la aplicación de ejercicios para adultos mayores con alteraciones del balance generan resultados significativos, especialmente en programas donde se aplican rutinas tres veces a la semana con promedios de duración de 4 a 12 semanas (Rubenstein *et al.*, 1994; Jensen *et al.*, 2002). Condiciones contempladas en el presente estudio, determinando la modificación de los componentes del equilibrio valorado con las escala Tinetti Balance y de Fullerton antes y después de aplicar el programa Fallproof tres veces por semana durante 16 semanas (Rose, 2008 y 2011; Lombardo, 2012). Es así como la educación y el ejercicio físico producen cambios favorables en la salud de los individuos y que al ofrecerse en intervención grupal, el adulto mayor mejora aún más su salud integral y con ello logra una mejor calidad de vida (Gómez *et al.*, 2012).

Gouveia (*et al.*, 2016), en un estudio controlado aleatorizado realizado a adultos mayores en comunidad, valoró el equilibrio y el riesgo de caídas con la escala FAB, arrojando resultados muy similares a los datos en la población institucionalizada del presente estudio. Mostraron cambios en las puntuaciones de medias después de haber aplicado un plan de ejercicios de 12 semanas de duración. En relación a la valoración de la efectividad de la intervención con Fallproof sobre el equilibrio, se pudo establecer una ME = 2,2 (tamaño del efecto grande); en general, todas sus subcategorías presentaron una tendencia de ME con valores entre 0,3 y 2,8. En relación a este resultado no se encontró estudios que hayan realizado esta clase de análisis.

En cuanto a los resultados de TB, Rodríguez y Lugo (2012) midieron la validez y confiabilidad de la escala de Tinetti en sus dos componentes para población colombiana, determinando que las posiciones con ojos cerrados en la evaluación del equilibrio no arrojaron datos representativos, posiblemente relacionada con la pérdida de receptores propioceptivos y disminución de la velocidad de reacción de los adultos mayores. Con relación al porcentaje de respuesta en las subcategorías de equilibrio en sedente, equilibrio de pie inmediato, inicio y postura de la macha, se encontró una tendencia similar en el reporte de la literatura que reafirma este concepto (Thomas y Lane, 2005), aunque hay algunas desventajas de tipo conceptual relacionadas con la capacidad de la escala para establecer los cambios en el equilibrio dinámico para las actividades cotidianas (Baena *et al.*, 2007), esto se refleja en cierto sentido en el porcentaje de respuesta de cada uno de los ítems, sin embargo, a través de las opciones de respuesta se podría, de cierto modo, inferir la causalidad de origen músculo-esquelético y neurológico de las alteraciones de la marcha y el equilibrio (Brazales, 2014). De acuerdo a estos resultados, se evidencia la eficacia de un entrenamiento para mejorar el equilibrio y a su vez disminuir de riesgo de caídas, que posibilitan un aumento de la independencia del adulto mayor institucionalizado. Este análisis permite establecer y sopesar a la multifactoriedad de factores predisponentes,

que la aplicación de programas de ejercicios protocolizados permiten modificar el balance en esta población (Curcio y Montes, 2006).

La medición del riesgo de caída con SPPB no permitió establecer cambios significativos en el desempeño físico funcional, respuesta que en la literatura internacional evidencia que la SPPB arroja datos que determinan que el peor desempeño se asocia al género femenino, sujetos de mayor edad, mayor morbilidad, consumo de fármacos, mayor IMC y depresión (Cabrero *et al.*, 2012), factores que según este estudio también podrían ser causantes de los resultados finales. Las posiciones semitándem, pies juntos y tándem presentaron baja significancia estadística con P = 0,2; 0,11; 0,15, respectivamente, lo que confirma lo descrito por Gómez y Curcio quienes manifiestan que en Colombia, respecto a los adultos mayores institucionalizados, solo un pequeño porcentaje pueden mantener estas posiciones por inestabilidad, temor, pérdida de autoeficacia relacionada con caídas y pérdida de la confianza en el equilibrio (Curcio y Gómez, 2012). Según Bandura (1997), las personas evitan las situaciones y actividades que perciben como amenazantes, pero se comprometen con la ejecución de actividades para las cuales se sienten aptas. De igual manera los resultados para incorporarse de una silla arrojaron tiempos de incorporación muy largos (16,7 segundos o más), siendo un tiempo muy prolongado para ejecutar la prueba, puesto que el promedio para incorporarse de una silla en la población institucionaliza es de 2,5 segundos, concluyendo que los ancianos institucionalizados presentan disminución de la fuerza muscular de los miembros inferiores probablemente asociada a la presencia de sarcopenia, a una limitación funcional de base y/o a condiciones adversas en el contexto (Quintero, 2009; Fajardo Ramos, 2009). En relación a la evaluación de la velocidad de la marcha, la única prueba con una significancia estadística (P = 0,02) (tabla 6) confirma que la ejecución de estrategias encaminadas al fortalecimiento muscular como el programa Fallproof favorece una mejora significativa de las capacidades físicas de fuerza, flexibilidad y resistencia en bípedo (Naranjo *et al.*, 2014; Rose, 2011; Cruz *et al.*, 2014). Así lo reafirman Pinheiro (*et al.*,

2016) y García (2010), quienes mencionan que la intervención geriátrica con ejercicios de equilibrio y fuerza muscular en función de miembros inferiores es eficaz y mejora la movilidad. En consecuencia, influyen de manera positiva en la velocidad de la marcha del anciano, deduciendo que la ganancia de fuerza de miembros inferiores mejora los desplazamientos. En contraposición, el control del centro de gravedad limita el cambio posicional, ya que si bien es cierto el sistema músculo esquelético desempeña un papel importante en la marcha aportando la fuerza muscular necesaria para sostener el cuerpo durante la fase ortostática y para desplazarlo hacia delante en la fase de balanceo, la fuerza de gravedad actúa contra el cuerpo necesitando niveles adecuados de fuerza muscular para reducir la energía utilizada durante la marcha mientras se potencia la eficacia biomecánica (Mathias *et al.*, 1986).

Conclusiones

El programa Fallproof, siendo un protocolo de ejercicios estructurado y validado para población de adultos mayores en comunidad —cuyo objetivo es disminuir la incidencia de caídas—, también logró establecer cambios en relación al equilibrio en adultos mayores institucionalizados; no obstante las condiciones del ambiente regulado, que facilitan el proceso de deterioro funcional y por ende la dependencia. De igual manera, la aplicación del programa Fallproof brindó un espacio en el cual los adultos mayores lograron establecer redes que apoyaron su seguridad en sí mismos. En contraste, al encontrar cambios positivos en el equilibrio el programa Fallproof podrá convertirse en una guía de evidencia para la creación de nuevo conocimiento.

Los resultados del programa sobre el desempeño físico funcional valorado con SPPB no establecieron significancia estadística ni modificación de esta variable (ME = –0,7), sin embargo, el análisis individual de las subvariables de la prueba puso de manifiesto que solo se pudo establecer el efecto del programa en la velocidad de la marcha (ME = 0,9).

Es importante aclarar que las estrategias del programa Fallproof van específicamente dirigidas a mejorar el equilibrio dinámico al trabajar estrategias de centro de gravedad, capacitación de control ortostático, capacitación multisensorial y capacitación de la marcha, por tanto, las respuestas adaptativas del equilibrio estático se deben reforzar para lograr cambios.

Estos cambios sobre su condición pueden mantenerse en el tiempo siempre y cuando se continúe con la aplicación del programa, teniendo en cuenta que se hace difícil mantenerlas si se frena su aplicación por las características propias dadas en el contexto de la institucionalización.

Recomendaciones

Los resultados del estudio no pueden ser una inferencia para poblaciones de similares condiciones, debido a la clase de muestreo utilizado (no probabilístico), posibilitando la opción a nuevas investigaciones que podrán validar el protocolo en adultos mayores con miedo a caer o con historial de caídas, dado que la inestabilidad como síndrome geriátrico es un productor de caídas.

Agradecimientos

Agradecemos a la Fundación Amparo de Ancianos San José, muy especialmente a los adultos mayores que fueron motivo de inspiración y que hicieron parte de esta investigación. De igual manera agradecemos a la Universidad Mariana por el apoyo brindado durante todo este proceso investigativo.

Referencias

Arango, V. E. y Ruiz, I. C. (2005). *Diagnóstico de los adultos mayores en Colombia.* Bogotá: Fundación Saldarriaga Concha.

Baena, D., Gorroñogoitia, J. M., Lesende, M. L. y De Hoyos, M. C. (2007). Actividades preventivas en los mayores para mejorar la prescripción far-

macológica en las personas mayores. *Atención Primaria*, *39*(3), 109-122. doi:13126851_S300

Bandura, A. (1997). *Self-efficacy: the exercise of control, Illustrate*. New York: WH Freeman.

Bravo, S. y Sánchez, C. (2013). *Uso de aditamentos ortopedicos: silla de ruedas, muletas, andadores y bastones y la independencia funcional del adulto mayor en el hogar Sagrado Corazón de Jesús en la ciudad de Ambato*. Ambato, Ecuador: Universidad Técnica de Ambato.

Brazales, A. V. (2014). *Efectividad del entrenamiento del equilibrio en la prevención de caídas en el adulto mayor pertenecientes al grupo años dorados del cantón Ambato* (Tesis, Universidad Técnica de Ambato, Ambato, Ecuador).

Cabrero, G. J., Muñoz, M. C., Cabañero, M. M., González, Ll. L., Ramos, P. J. y Reig, F. A. (2012). Valores de referencia de la Short Physical Performance Battery para pacientes de 70 y más años en atención primaria de salud. *Atención Primaria*, *44*(9), 540-548. doi:10.1016/j.aprim.2012.02.007

Cardona, J., Estrada, D., Segura, A. y Ordoñez, L. M. (2011). La dependencia del adulto mayor institucionalizado es un asunto de calidad de vida. *Revista CES Salud Pública*, *2*(1), 3-12.

Cruz, C. M. (2015). *Papel de la resiliencia en personas mayores institucionalizadas*. Madrid: Universidad Pontificia Comillas.

Cruz, M., González, E., López, M., Godoy, M. y Pérez, I. (2014). Caídas: revisión de nuevos conceptos. *Revista HUPE*, *13*(2), 86-95. doi:10.12957/rhupe.2014.11522

Curcio, C. y Gómez, F. (2012). Temor a caer en ancianos: controversias en torno a un concepto y a su medición. *Hacia la Promoción la Salud*, *17*(2), 186-204.

Curcio, C. y Montes, J. (2006). Factores predictores de temor a caer. *Revista la Asociación Colombiana de Gerontología y Geriatría*, *20*(4), 959-970,

Curcio, C., Gómez, J. y Martínez, A. (1998). Caídas en ancianos: un problema en aumento. *Revista la Asociación Colombiana de Gerontología y Geriatría*, *7*(2), 64-82.

Del Nogal, L., González, R. y Palomo, L. L. (2007). Evaluación del riesgo de caídas. Protocolos de valoración clínica. *Universidad de Barcelona*, *40*(2), 1-22.

Fajardo Ramos, E. (2009). Valoración integral del adulto mayor a partir de la escalas de medición. *Revista de Educación Física*, *4*(9), 1-15.

Gac, E. H., Marín, L. P., Castro, H., Hoyl, M. y Trinidad-Valenzuela, A. (2003). Caídas en adultos mayores institucionalizados: descripción y evalua-

ción geriátrica. *Revista Médica de Chile*, *131*(8), 887-894. doi:10.4067/S0034-98872003000800008

Galván, P. Y., Moreno, C. Y. y González, P. A. (2010). El síndrome de las caídas y la calidad de vida relacionada con la salud en el adulto mayor. *Archivos en Medicina Familiar*, *12*(1), 17-24.

García, D. (2010). Desempeño físico en personas mayores. *Gerontología y Geriatría Geroinfo*, *5*(3), 1-15.

Gómez, J. F., Curcio, C. L. y Gómez, L. (1995). *Evaluación de la salud de los ancianos*. Manizales, Colombia: Caldas.

Gómez, J. F., Curcio, C. L. y Henao, G. (2012). Fragilidad en ancianos colombianos. *Revista Médica Sanitas*, *15*(4), 8-16.

Gómez, J. y Curcio, C. (2014). *Salud del anciano: valoración*. Manizales, Colombia: Asociación Colombiana de Gerontología y Geriatría.

Gómez, L., Aragón, S. y Calvo, M. (2017). Caídas en ancianos institucionalizados: valoración del riesgo, factores relacionados y descripción. *Gerokromos*, *28*(1), 2-8.

Gouveia, B. R., Martins, M., Freitas, D. y Rouse, D. (mayo, 2016). An evaluation of a nurse-led rehabilitation programme (the ProBalance Programme) to improve balance and reduce fall risk of community-dwelling older people: A randomised controlled trial. *International Journal of Nursing Studies*, *56*, 1-8. doi:10.1016/j.ijnurstu.2015.12.004

Guerrero, M., Galván, M. y Vásquez de la Hoz, G. (2015). Relación entre autoestima y autonomía funcional en función del apoyo social en adultos institucionalizados de la tercera edad. *Psicogente*, *18*(34), 303-310. doi:10.17081/psico.18.34.506

Guralnik, J. y Winograd, C. (1994). Physical performance measures in the assessment of older persons. *Aging*, 6(5), 303-305.

Henao, G., Curcio, B. y Gómez, J. (2009). Consecuencias de las caídas en ancianos institucionalizados. *Revista la Asociación Colombiana de Gerontología y Geriatría*, *23*(1), 1221-1233,

Jensen, J., Lundin-Olsson, L., Nyberg, L. y Gustafson, Y. (2002). Falls among frail older people in residential care. *Scandinavian Journal of Public Health*, *30*(1), 54-61.

Lombardo, S. (2012). Fallproof a comprehensive balance and mobility training program, by Debra Rose. *Activities, Adaptation and Aging*, *36*(2), 185-186. doi:10.1080/01924788.2012.677798

Marcon, A. F., Calahorrano, S. C., Garreta, F. R. y Rizzo, B. L. (2011). Aspectos relacionados con caídas y equilibrio de los ancianos residentes en

un centro sociosanitario. *Rehabilitación*, *45*(1), 24-28. doi:10.1016/j.rh.2010.09.003

Mathias, S., Nayak, U. S. e Isaacs, B. (1986). Balance in elderly patients: the get-up and test. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *67*(6), 387-389.

Ministerio de la Protección Social. (2005). *Diagnóstico preliminar sobre personas mayores, dependencia y servicios sociales en Colombia*. Bogotá: Ministerio de la Protección Social de Colombia.

Montes, C. M., Pérez, B. M., Díaz, B. A. y Vásquez, J. A. (2000). El balance y las caídas en la tercera edad: consecuencias, evaluación y tratamiento. *Revista Mexicana de Medicina Física y Rehabilitación*. *12*(1), 16-20.

Mora, M., Villalobos, D., Araya, G. y Ozols, A. (2004). Perspectiva subjetiva de la calidad de vida del adulto mayor, diferencias ligadas al género y a la práctica de la actividad físico recreativa. *MHSalus*, *1*, 1-12.

Moreira, M. (1999). *Tratado de geriatría para residentes*, vol. 56, nº 7. Madrid: Sociedad Española de Geriatría y Gerontología.

Murgieri, M. (2012). *Controversias en la institucionalización de una persona adulta mayor*. Buenos Aires: Voces en el Fénix.

Naranjo, M. A., González, M., Pinzón, B. y Castellanos, R. (2014). Effect of therapeutic exercise program on the posture control in elderly with instability. *Movimiento Científico*, *8*(1), 34-43.

OMS y OPS. (2001). *Clasificación internacional del funcionamiento de la discapacidad y de la salud: CIF*. Organización Mundial de la Salud y Organización Panamericana de la Salud.

Onder, G., Penninx, F., Fried, L., Guralnik, J. y Pahor, M. (2005). Measures of physical performance and risk for progressive and catastrophic disability: results from the Women's Health and Aging Study. *The Journals of Gerontolgy*, *60*(1), 74-79.

Ostir, G., Kuo, Y., Berges, I., Markides, K. y Ottenbacher, K. (2007). Measures of Lower Body Function and Risk of Mortality over 7 Years of Follow-up. *American Journal of Epidemiology*, *166*(5), 599-605. doi:10.1093/aje/kwm121

Peralta, M., Pintado, I. y Zhidon, J. (2015). *Evaluación de la marcha y el equilibrio mediante el test de Tinetti modificado e intervención kinética para disminuir el riesgo de caídas en las personas adultas mayores del centro gerontológico María Reina de la Paz* (Tesis, Universidad de Cuenca, Cuenca, Ecuador).

Pinheiro, W., De Cárdenas, C., Akaishi, L., Carneiro, D. y Rodríguez, M. (2016). Evaluation of balance and fear of falling in elderly individuals before and after senile cataract surgery. *Revista Brasileira de Geriatría y Gerontología*, *19*(3), 521-532. doi:10.1590/1809-98232016019.150080

Ponce, C. (2013). *Eficacia de un programa de ejercicio físico para mejorar el equilibrio estático y dinámico en ancianos institucionalizados. Navarra-España*. Lima: Universidad Nacional Mayor de San Marcos.

Profamilia. (2011). *Encuesta Nacional de Demografía y Salud 2010*. Bogotá: Profamilia.

Quintero, M. (2009). Riesgo de caídas en las personas mayores institucionalizadas en hogares geriátricos del distrito de Barranquilla. *Revista de Salud y Movilidad*, *1*(1), 21-25.

Rodríguez, G. y Lugo, C. (2012). Validez y confiabilidad de la Escala de Tinetti para población colombiana. *Revista Colombiana de Reumatología*, *19*(4), 218-233. doi:10.1016/S0121-8123(12)70017-8

Rose, D. (2008). Preventing falls among older adults: No 'one size suits all' intervention strategy. *Journal of Rehabilitation and Development*, *45*(8), 1153. doi:10.1682/JRRD.2008.03.0041

Rose, D. (2011). Reducir el riesgo de caídas en los adultos mayores: el equilibrio Fallproof y el programa de movilidad. *Whitehurs*, *10*(3), 151-156.

Rose, D. (2008). *Center for successfull aging, California State University, Fullerton. History of the Fallproof program*. Recuperado de http://hdcs.fullerton.edu/csa/FallProof/FallProof_History.htm

Rubenstein, L., Josephson, K. y Robbins, A. (1994). Falls in the Nursing Home. *Annals of International Medicine. 121*(6), 442-445. doi:10.7326/0003-4819-121-6-199409150-00009

Silsupadol, P., Siu, K., Shumway-Cook, A. y Woollacott, M. (2006). Training of balance under single- and dual-task conditions in older adults with balance impairment. *Physics Theraphy*, *86*(2), 269-281. doi:10.1093/ptj/86.2.269

Takako, M. y Villarquide, N. (2013). *Nivel de independencia y autopercepción de salud en pacientes institucionalizados del Hospital Monoclínico de Geriatría Miguel Lanús Posadas, Misiones, Argentina*. Instituto Universitario de Ciencias de la Salud y Fundación HA Barceló.

Thomas, J. y Lane, J. (agosto, 2005). A Pilot Study to Explore the Predictive Validity of 4 Measures of Falls Risk in Frail Elderly Patients. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, *86*, 1636-1640. doi:10.1016/j.apmr.2005.03.004

Whitehurst, A., Jhonson, M., Parker, B., Brown, C. y Ford, L. E. (2005). The benefits of a functional exercise circuit for older adults. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *19*, 647-651. doi:10.1519/R-14964.1

WHO. (2007). *Global Report on Falls Prevention in Older Age*. Geneve, Switzerland: World Health Organization.

Análisis cinemático de la rodilla aplicando el método de eje finito helicoidal

Jaime J. Zagal[1]
y Oscar I. Zambrano[2]

Resumen
La presente investigación propone una metodología para analizar el comportamiento cinemático de la rodilla, aplicando video-análisis y el método de eje finito helicoidal, el cual es fiable y de fácil aplicación. El protocolo experimental inicia con la definición del tipo de movimiento a ser analizado, para aplicarlo a una muestra de personas, los datos experimentales recolectados se optimizan con el algoritmo de Levenberg Marquardt (L-M), y finalmente con el método eje finito helicoidal se determinan las gráficas representativas del movimiento que son de interés clínico, obteniendo una simplificación del movimiento que realiza la articulación a seis grados de libertad: flexo-extensión, abducción-aducción, rotación de la tibia y los desplazamientos relativos entre el fémur y la tibia (S_x, S_y, S_z). El movimiento capturado de la rodilla se realizó en una bicicleta estática y los resultados fueron discutidos y validados, respecto a datos fiables obtenidos del sistema computarizado Vicon System (VS) de un estudio realizado por Cockcroft (2011) que presenta un error de 14,44 y por un estudio de la comparación de un mecanismo de 4 barras con los movimientos articulares de la rodilla, que presenta un error de 4,55, siendo el último el de menor error. Para concluir, esta investigación se encuentra sujeta a discusión, validación y contrastación, y servirá como una propuesta de un método de fácil aplicación para futuras investigaciones en la disciplina de la biomecánica.

Introducción

La comparación de métodos mecánicos con los sistemas biológicos simplifica y aproxima el entendimiento de su funcionamiento. El cuerpo humano está lleno de articulaciones que se las puede comparar con mecanismos o sistemas vectoriales de acuerdo con su tipo, función

1 Escuela Politécnica Nacional, Facultad de Ingeniería Mecánica, Quito, Ecuador (jaime.zagal@epn.edu.ec).
2 Escuela Politécnica Nacional, Facultad de Ingeniería Mecánica, Quito, Ecuador (ivan.zambrano@epn.edu.ec).

y tamaño. La rodilla es la articulación más grande del cuerpo humano y una de las más complejas, muy útil para la locomoción y el principal punto de concentración de esfuerzos en posición bipedestal.

El análisis de la articulación mediante el método de eje finito helicoidal simplifica su cinemática y permite calcular los seis grados de libertad de interés clínico que rigen el movimiento de la rodilla. La búsqueda de un modelo ha llevado a la aplicación experimental, en donde mediante medidas de fiabilidad tomadas de datos tabulados de un estudio realizado por Walter (*et al.*, 1998), se cuantifica una muestra óptima para la ejecución del protocolo de prueba establecido para el movimiento de bicicleta estática, donde el rango de flexo-extensión permita observar el fenómeno de destornillamiento.

El experimento se realizó en 20 personas, en un promedio de edad de 21 años, estatura 1,65 m y peso 66 kg; con la propuesta de un protocolo para la captura del movimiento que sea aplicable y al alcance de cualquier investigador, usando objetos prácticos como es la videocámara de un celular y el método de video-análisis en el procesamiento de la información con la utilización del programa Tracker.

Posteriormente, los datos recogidos experimentalmente serán optimizados con la utilización del algoritmo del Levenberg Marquardt (L-M), con el objetivo de obtener resultados que representen el movimiento de la rodilla de todos los sujetos experimentados, lo que permite la aplicación del método de eje finito helicoidal, que es calculado con el programa Matlab.

Finalmente, aplicando la metodología de eje finito helicoidal, se obtienen los ángulos de flexo-extensión, abducción-aducción, rotación de la tibia y los desplazamientos relativos entre el fémur y la tibia, los cuales se procede a validar con datos obtenidos por el método de Vicon System (VS), teniendo resultados satisfactorios que respaldan la fiabilidad y la repetibilidad del método propuesto para el estudio de la cinemática de la rodilla.

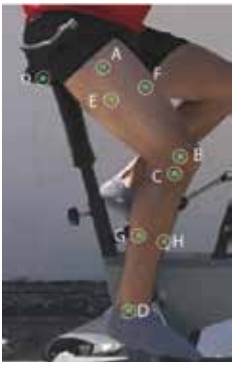
Metodología

El análisis del movimiento cinemático de la rodilla se realiza con la utilización de video, empleando el programa Tracker destinado a la aplicación experimental con sujetos de condiciones físicas normales con un promedio de edad de 21 años. La muestra se calcula utilizando el coeficiente de correlación de intraclase (ICC) que se encuentre entre 0,7 y 0,9.

Protocolo para el experimento

Inicialmente, se define el protocolo para el experimento utilizando 8 marcadores estratégicamente ubicados para capturar el movimiento, como se indica en la figura 1. Esta localización se basa en una investigación realizada por Cappozzo (1984). Las principales características del protocolo es la utilización de herramientas y equipos al alcance de cualquier investigador. Se captura el movimiento de rodilla únicamente en el plano sagital con un rango entre 33º y 99º sexagesimales. Los vídeos fueron capturados utilizando una cámara digital portátil; esta se coloca sobre un trípode a una altura de 0,8 metros del suelo y a una distancia de 2,4 metros, paralelo al plano sagital del sujeto.

Figura 1
Posición de marcadores en la pierna

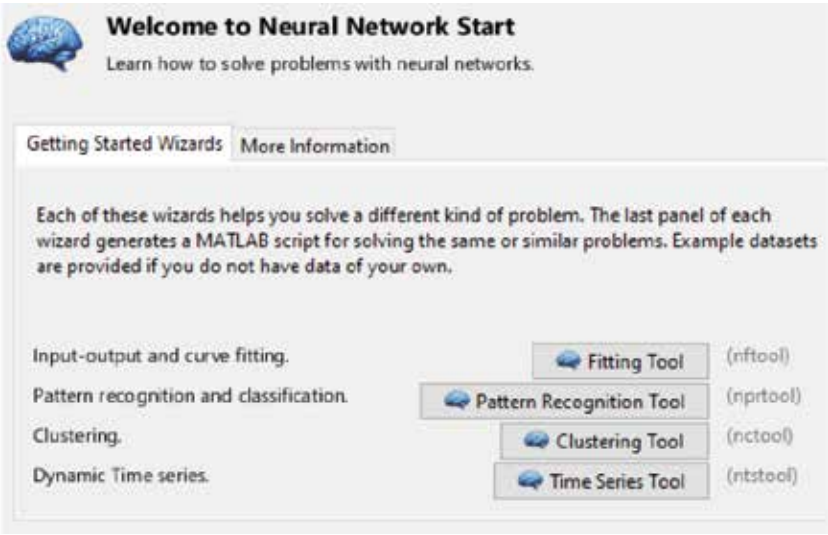


Fuente: los autores

Algoritmo de optimización de datos

Para la optimización de las series obtenidas de cada marcador se va utilizar el algoritmo de Levenberg Marquardt, diseñado para evitar las dificultades que presenta el método de Gauss-Newton cuando la matriz Jacobiana no posee un rango completo; por esta razón es complejo el cálculo de la matriz Hessiana. Matlab ha desarrollado una programación que se utiliza para el cálculo y que se indica en la figura 2.

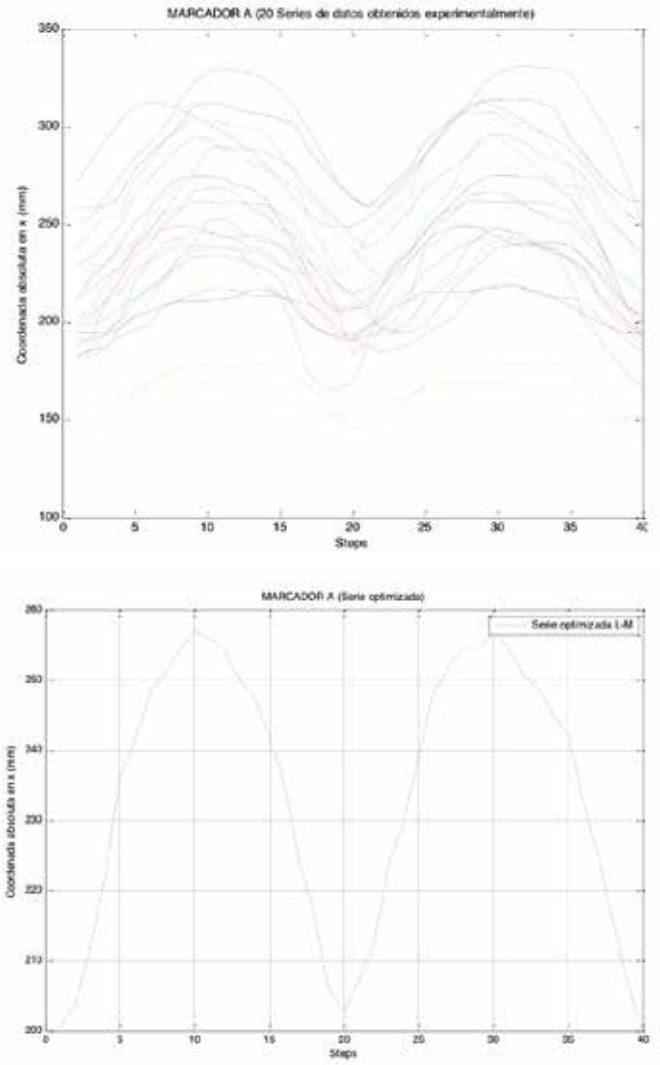
Figura 2
Herramienta Fitting Tool Matlab



Fuente: Beale *et al.*, 2015

La herramienta de Matlab se utiliza para obtener una serie optimizada de 20 series obtenidas experimentalmente, como se puede observar en la figura 3.

Figura 3
Optimización de series mediante el algoritmo de L-M

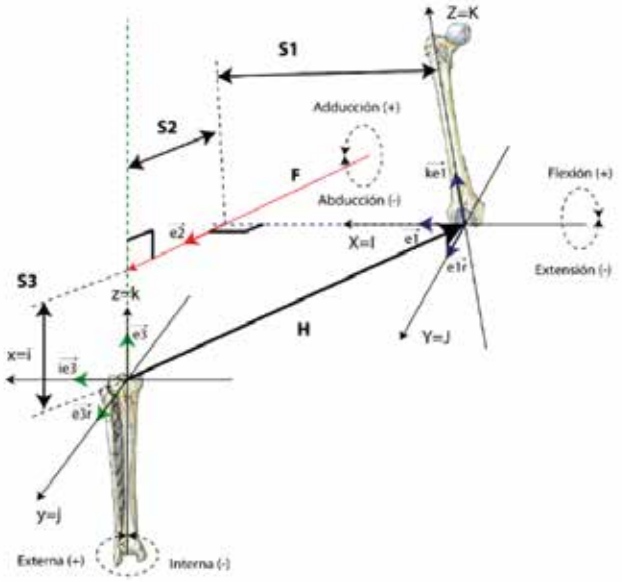


Fuente: los autores

Cálculo de eje finito helicoidal

Se aplica el método cinemático de eje finito helicoidal con datos optimizados, este procedimiento es cuasiestático y permite determinar las gráficas representativas del movimiento de la rodilla, como se indica en la figura 4 (ángulos de Euler y desplazamientos).

Figura 4
Método de eje finito helicoidal aplicado a la rodilla

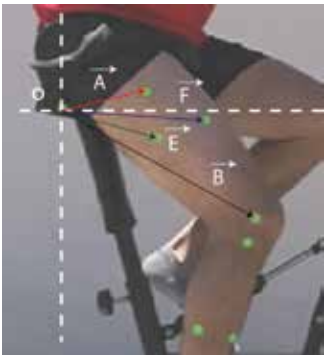


Fuente: los autores

Para el cálculo del eje finito helicoidal se siguen, en este caso para el fémur, los siguientes pasos:

1. Primero se identifican los vectores absolutos $\vec{A}, \vec{B}, \vec{E}$ y $\vec{F}$, como se indica en figura 5.

Figura 5
Vectores absolutos para el Fémur



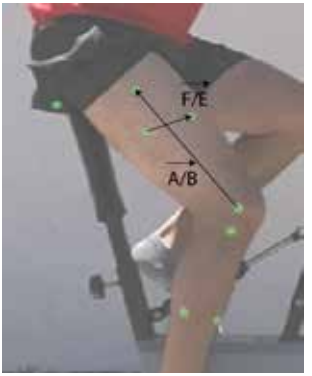
Fuente: los autores

2. Luego se procede a calcular los vectores relativos que se obtienen con las siguientes ecuaciones, y se indica en la figura 6.

$$\overrightarrow{A/B} = \vec{A} - \vec{B} \quad (1)$$

$$\overrightarrow{F/E} = \vec{F} - \vec{E} \quad (2)$$

Figura 6
Vectores relativos fémur



Fuente: los autores

3. Se obtienen vectores relativos con componentes en *y* y *z*, el alcance de este proyecto se limita a obtener información experimental solo en un plano, pero se puede basar en la metodología propuesta y se puede asumir a los componentes estudiados como cuerpos rígidos, es decir, el módulo de los vectores relativos no debería cambiar durante el movimiento, y se calcula la componente en *x* de acuerdo con lo que se indica figura 7. También se debe considerar que es un método cuasiestático, es decir *n* irá de 1 hasta el número de paso 40.

Módulo de vector disminuye:

$$\left|\overrightarrow{A/B}_{xn}\right| = -\sqrt{\left|\left|\overrightarrow{A/B}_{o}\right|^{2} - \left|\overrightarrow{A/B}_{n}\right|^{2}\right|} \tag{3}$$

Módulo de vector aumenta:

$$\left|\overrightarrow{A/B}_{xn}\right| = +\sqrt{\left|\left|\overrightarrow{A/B}_{n}\right|^{2} - \left|\overrightarrow{A/B}_{o}\right|^{2}\right|} \tag{4}$$

Donde:

$\left|\overrightarrow{A/B}_{o}\right|$: = módulo del vector $\overrightarrow{A/B}$ al inicio del ciclo

$\left|\overrightarrow{A/B}_{n}\right|$: = módulo del vector $\overrightarrow{A/B}$ en *n* número de paso

$\left|\overrightarrow{A/B}_{xn}\right|$ = componente en *x* del vector $\overrightarrow{A/B}$ en número de paso *n*

$$\overrightarrow{A/B} = \left|\overrightarrow{A/B}_{xn}\right|\vec{\imath} + \overrightarrow{A/B}_{y}\vec{\jmath} + \overrightarrow{A/B}_{z}\vec{k} \tag{5}$$

Módulo de vector disminuye:

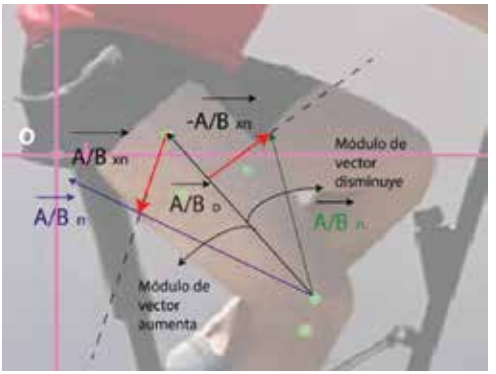
$$\left|\overrightarrow{F/E}_{xn}\right| = -\sqrt{\left|\left|\overrightarrow{F/E}_{o}\right|^{2} - \left|\overrightarrow{F/E}_{n}\right|^{2}\right|} \tag{6}$$

Módulo de vector aumenta:

$$\left|\overrightarrow{F/E}_{xn}\right| = +\sqrt{\left|\left|\overrightarrow{F/E}_{n}\right|^{2} - \left|\overrightarrow{F/E}_{o}\right|^{2}\right|} \tag{7}$$

$$\overrightarrow{F/E} = \left|\overrightarrow{F/E_{xn}}\right|\vec{\imath} + \overrightarrow{F/E_y}\vec{j} + \overrightarrow{F/E_z}\vec{k} \tag{8}$$

Figura 7
Método de obtención de la componente x de los vectores relativos



Fuente: los autores

Para los vectores absolutos y relativos que rigen el movimiento de la tibia se realiza el mismo proceso, de acuerdo con la metodología mencionada anteriormente de eje finito helicoidal. Los sistemas de referencia relativos obtenidos se indican en la figura 8.

Donde:

$\vec{K} = \overrightarrow{A/B}$

$\vec{J} = \overrightarrow{F/E}$

$\vec{k} = \overrightarrow{D/C}$

$\vec{j} = \overrightarrow{H/G}$

Luego se procede a calcular los vectores unitarios:

$\overrightarrow{e1_r} \rightarrow \vec{J}$

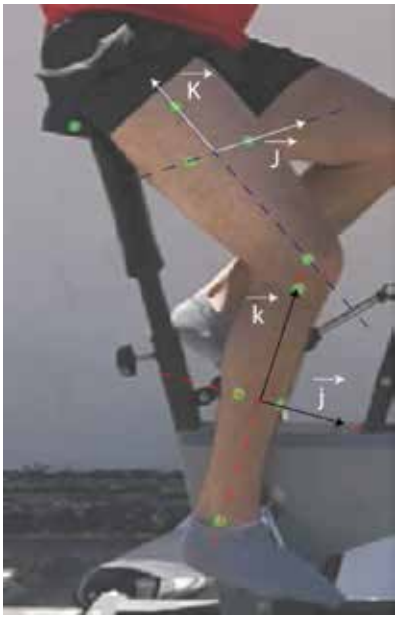
$\overrightarrow{e1_k} \rightarrow \vec{K}$

$$\overrightarrow{e1} = \overrightarrow{e1}_r x \overrightarrow{e1}_k \tag{9}$$

$\overrightarrow{e3} \rightarrow \vec{k}$

$\overrightarrow{e3}_r \rightarrow \vec{j}$

Figura 8
Punto de referencia relativos fémur y tibia



Fuente: los autores

Posteriormente, se realiza el cálculo del eje finito helicoidal utilizando la ecuación (8):

$$e_2 = \frac{e_3 x e_1}{|e_3 x e_1|} \tag{10}$$

Finalmente, se procede a calcular las variables representativas del movimiento con las ecuaciones de la tabla 1 y que se indican en la figura 4.

Tabla 1
Ángulos de Euler

Rotaciones clínicas	Ecuación
$\alpha = Flexion\ (+ve)$	$sen\ \alpha = -e_2.K$
$\beta = \begin{cases} \frac{\pi}{2} + Abduccion, rodilla\ derecha \\ \frac{\pi}{2} + Adduccion, rodilla\ izquierda \end{cases}$	$cos\ \beta = I.k$
$\gamma = Rotacion\ externa\ (+ve)$	$sen\ \gamma = \begin{cases} -e_2.i\ rodilla\ derecha \\ e_2.i\ rodilla\ izquierda \end{cases}$

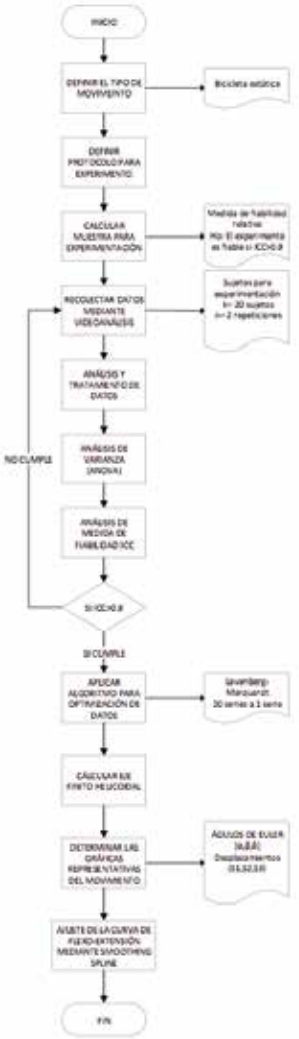
Fuente: los autores

Suavizamiento de curvas resultantes

Se ajusta la curva obtenida del ángulo de flexo-extensión con el método de suavizamiento Spline, que mediante funciones polinómicas cúbicas unidas por nodos, suaviza la gráfica, obteniendo así un modelo matemático para el movimiento de bicicleta estático. La metodología propuesta se encuentra indicada en el diagrama de flujo de la figura 9, para su reproducibilidad, y se desarrolla de acuerdo con los siguientes criterios:

- Se escoge un movimiento en que el ángulo de flexo-extensión se encuentre entre 75º y 90º, para poder observar el efecto de atornillamiento de la rodilla.
- El protocolo del experimento debe ser de fácil aplicación, adaptable y versátil para cualquier metodología de estudio de la articulación.
- La muestra se calcula de acuerdo con medidas de fiabilidad utilizadas para biomecánica.
- Utilización de un software de fácil acceso y buena precisión para el procesamiento de la información obtenida por experimentación.
- Utilización de medidas de fiabilidad relativa y absolutas, para la comprobación de la repetibilidad, precisión y veracidad del experimento.

Figura 9
Metodología experimental propuesta



Fuente: los autores

- Optimización de datos experimentales mediante el algoritmo de Levenberg Marquardt.
- Utilización del método de eje finito helicoidal para el cálculo de las variables que rigen la cinemática de la rodilla.
- Cómputo de información mediante el software Matlab.

Se comprobó que la metodología propuesta es fiable y todos los resultados obtenidos fueron sujetos a discusión y validación con técnicas como Vicon System.

Resultados

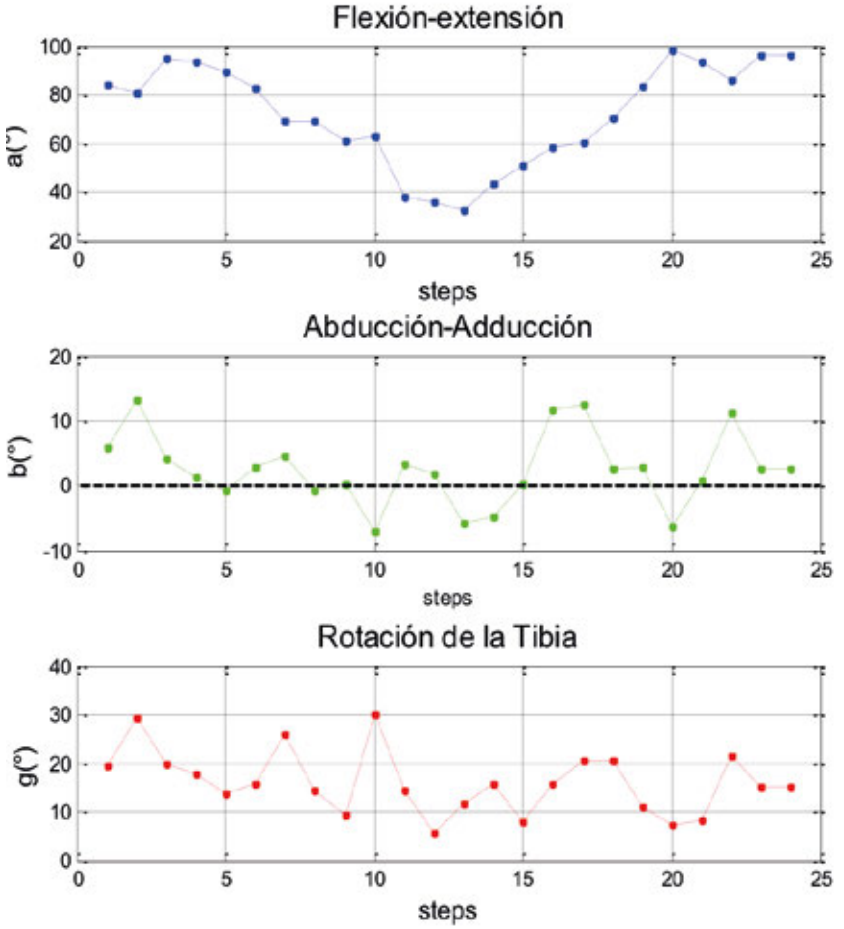
Los resultados obtenidos fueron satisfactorios y acordes con estudios realizados utilizando la metodología de video-análisis y eje helicoidal, el protocolo del experimento presentó medidas de fiabilidad relativas mayores a 0,81 lo que indica que los datos experimentales son fiables y la metodología se puede replicar para nuevos estudios.

Con la utilización del método eje finito helicoidal, definido en Grood y Suntay (1983), se obtuvieron las gráficas representativas del movimiento: los ángulos de flexo-extensión, abducción-aducción y rotación de la tibia como se indica en la figura 10. También los desplazamientos relativos de los cuerpos rígidos (fémur y tibia) unidos por la articulación de la rodilla.

Para el suavizamiento de la curva se utiliza el método Smoothing Spline (SS) indicado en Quesada (2000), teniendo como error en el ajuste de 7,69 y una curva para el movimiento de la rodilla en bicicleta estática.

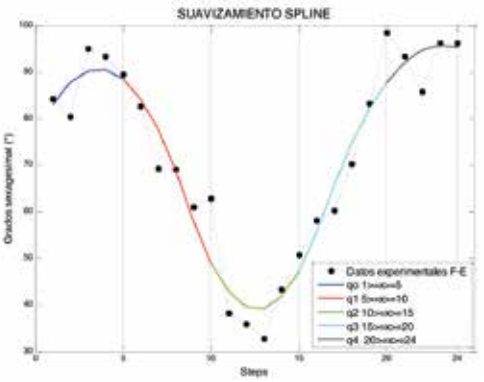
Para el ajuste de la curva F-E se divide en 5 tramos un ciclo de movimiento de la rodilla en bicicleta estática, obteniendo curvas de tipo Spline cúbicas, como se puede observar en la figura 11.

Figura 10
Ángulos de Euler



Fuente: los autores

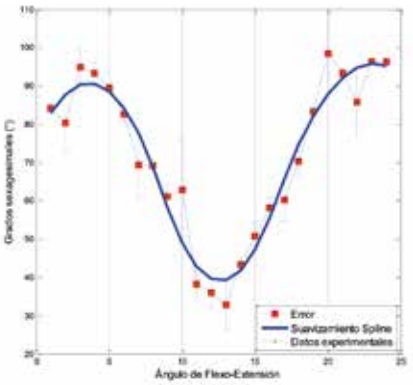
Figura 11
Suavizamiento curva flexo-extensión (SS)



Fuente: los autores

También se muestra el error absoluto que existe entre la dispersión de puntos y la curva obtenida por el suavizamiento, indicados en la figura 12.

Figura 12
Error de suavizamiento Spline de la curva F-E
respecto a datos experimentales



Fuente: los autores

Las funciones obtenidas al aplicar el método de suavizamiento Spline pueden servir para aplicaciones de la biomecánica de la rodilla y se indican en la tabla 2.

Tabla 2
Funciones Spline de ajuste de la curva de F-E

Splines	Rango
$q_o = -1.21e^{-14}x^3 - 1.13x^2 + 8.18x + 75.9$	$1 \geq x \geq 5$
$q_1 = 0.19x^3 - 5.09x^2 + 34.55x + 18.76$	$5 \geq x \geq 10$
$q_2 = -2.07e^{-15}x^3 + 1.44x^2 - 36.58x - 269.9$	$10 \geq x \geq 15$
$q_3 = -0.16x^3 + 8.36x^2 - 129.6x + 675$	$15 \geq x \geq 20$
$q_3 = -3.12e^{-14}x^3 - 0.78x^2 + 36.3x - 325.3$	$20 \geq x \geq 24$

Fuente: los autores

Validación

La flexo-extensión de la rodilla se valida con datos obtenidos de Vicon System (VS) del laboratorio de la University of Stellenbosch y un estudio de la comparación de un mecanismo de 4 barras con los ligamentos cruzados realizado por Gómez Toapanta (2017), utilizando como medidas: la correlación de Pearson (C-P) y la fiabilidad absoluta (error) mencionada en Page (1995). Obteniéndose los resultados indicados en la tabla 3.

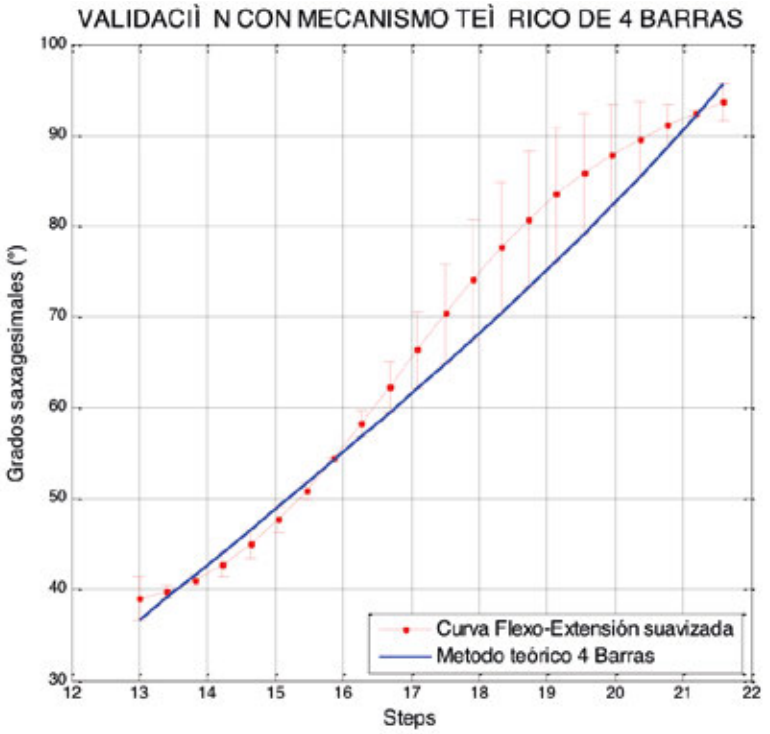
Tabla 3
Validación con Vicon System y 4 barras

	MS error	SEM	Error general	MD	Coeficiente C-P
4 barras/EFH	5,4	2,32	4,55	6,44	0,99
VS/EFH	54,3	7,37	14,44	20,43	0,998

Fuente: los autores

Se procede a calcular el error que existe entre los datos obtenidos por el estudio del mecanismo de 4 barras respecto a los datos calculados mediante el método propuesto para la variable del ángulo de flexo-extensión, y se grafica todos los errores como se indica en la figura 13.

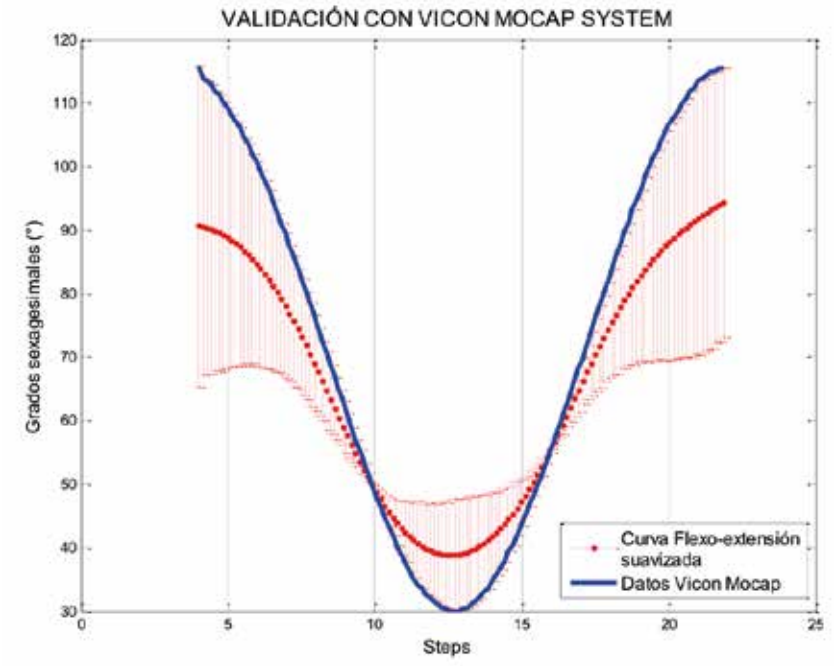
Figura 13
Flexo-extensión pierna derecha validación método teórico 4 barras



Fuente: los autores

Se procede a calcular el error que existe entre los datos obtenidos por VS, respecto a los datos calculados para la variable del ángulo de flexo-extensión (α), y finalmente se grafican todos los errores como se indica en la figura 14.

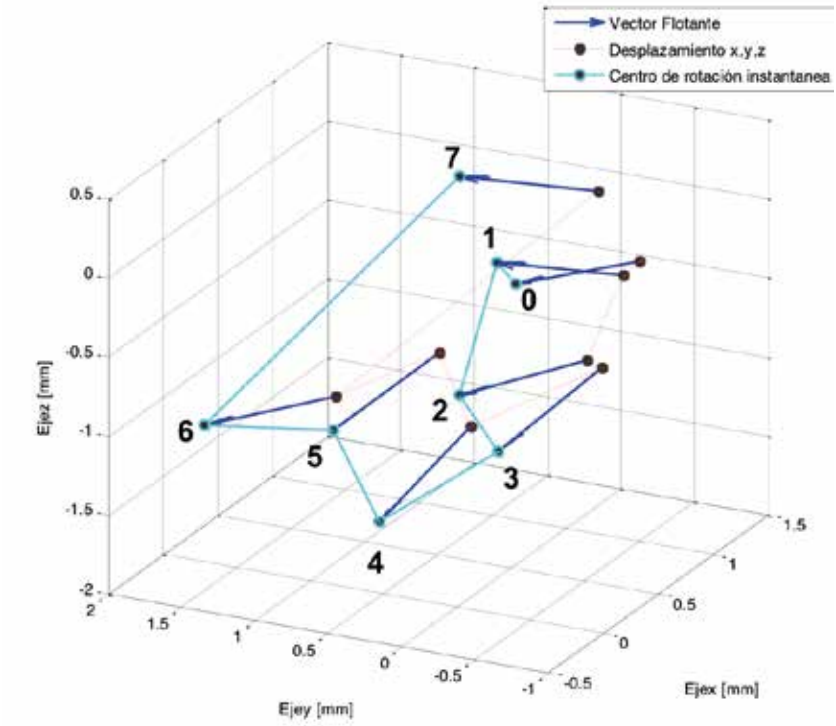
Figura 14
Flexo-extensión pierna derecha validación Vicon System



Fuente: los autores

Finalmente, se determina el eje finito helicoidal, el cual es un vector flotante que interviene en el cálculo de todos los llamados ángulos de Euler, que definen la cinemática de la rodilla. Este se encuentra perpendicular a dos vectores que delimitan el movimiento de los cuerpos rígidos, que para la rodilla serán los componentes óseos fémur y tibia, y se representa en el espacio como se indica en la figura 15.

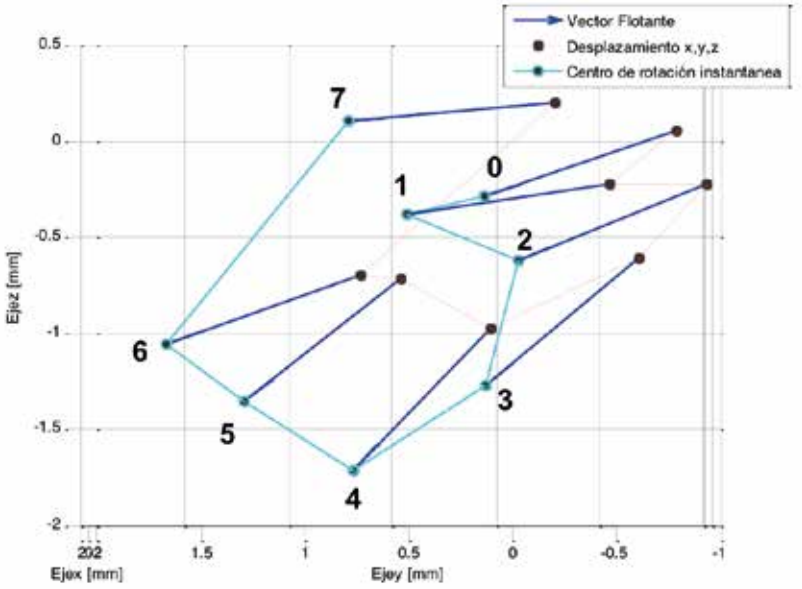
Figura 15
Representación en el espacio del vector flotante



Fuente: los autores

Además, la forma que genera el vector flotante (EFH) del centro de rotación instantánea indicado en la figura 15, se asemeja a otro estudio realizado por Gómez Toapanta (2017) donde se busca un modelo matemático que describa el comportamiento de los componentes articulares de la rodilla.

Figura 16
Representación del vector flotante en el plano sagital



Fuente: los autores

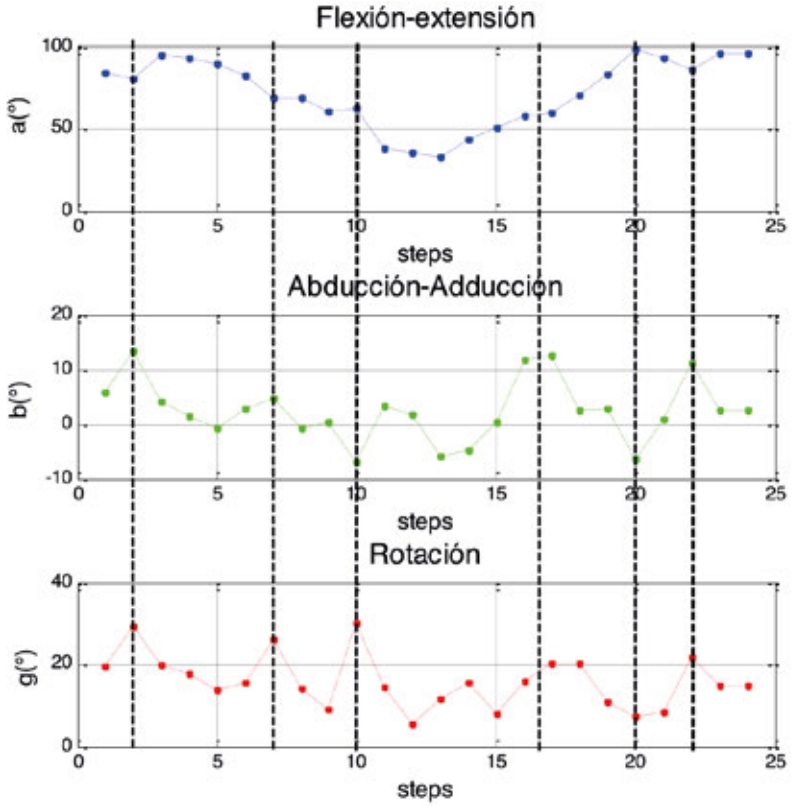
Discusión

Se discute la aplicación de medidas de fiabilidad para obtener la veracidad y exactitud del experimento, la toma de muestra se basa en el coeficiente de correlación de interclase (ICC) que es una medida de fiabilidad relativa. Cabe mencionar que para fortalecer la comprobación de la veracidad de la prueba se calculan medidas absolutas como el SEM, para establecer el error por la variabilidad intrasujeto en las pruebas experimentales.

La hipótesis planteada para comprobar la fiabilidad del método, se refiere a que el experimento presenta un ICC>0,8. Con esto se pudo cuantificar la muestra de sujetos para el protocolo experimental. Luego

de realizar un proceso a todos los datos obtenidos se concluyó que la hipótesis sí se cumple, es decir, la prueba es fiable, teniendo resultados de 0,8 a 0,97 ICC. Esto se realizó a los 8 marcadores ubicados estratégicamente en la pierna para la aplicación del método de eje finito helicoidal, se trabajó con marcadores llamados de hueso y de piel.

Figura 17
Representación en el espacio del vector flotante



Fuente: los autores

Tomando en cuenta un estudio anteriormente realizado por Cockcroft (2011), donde se realiza el análisis de la cinemática del ciclismo mediante el método de captura de movimiento, se encontraron similitudes con esta investigación: en el ángulo de flexo-extensión de este estudio se observa que las tendencias de las curvas son parecidas.

Si se compara la curva suavizada obtenida en esta investigación (figura 11) con la curva obtenida mediante Vicon System, se observa que son continuas y poseen una forma parecida. Ahora, la curva obtenida mediante el método de eje finito helicoidal presenta errores (figura 12) que se pueden relacionar con las dimensiones de la bicicleta estática utilizada para el experimento y las medidas antropométricas de cada sujeto.

Al no utilizar una bicicleta que se ajuste a las medidas antropométricas de cada sujeto, al realizar el movimiento, la pierna se adaptó a las dimensiones de la bicicleta, esto ocasiona que la articulación tenga un movimiento de rotación interna de la tibia y de abducción-adducción, como se puede observar en la figura 17, donde se indica que los puntos máximos en las gráficas coinciden con los máximos errores que se observa en la figura 12, ocasionando cambios en el comportamiento de la curva de flexo-extensión. Estos cambios se señalan con líneas entrecortadas en la figura 17.

Finalmente, para la validación se utilizan métodos de correlación lineales. Un estudio anterior realizado por Schurr (*et al.*, 2017), donde se compara métodos en dos dimensiones respecto a tres dimensiones, del análisis del movimiento de la rodilla, concluye con un coeficiente de correlación aplicado a los dos métodos, que fue de 0,6, y menciona que es aceptable. La misma forma de validar se aplicó a esta investigación, comparando lo calculado con la información otorgada por un laboratorio que utilizó la técnica de captura de movimiento Vicon System (VS).

Conclusiones

- Se define un protocolo para la toma de medición del movimiento cinemático de la rodilla, su principal característica es su fácil

aplicabilidad y adaptabilidad para cualquier tipo de análisis del movimiento de la rodilla, el cual se basa en la aplicación de los métodos de video-análisis y eje finito helicoidal.

- Se realiza una optimización de los datos obtenidos utilizando el algoritmo de Levenberg-Marquardt, este permite reducir una toma de muestra cuantificada mediante la medida de fiabilidad relativa (ICC) que fue de 20 series a una serie.
- Se obtuvo las variables clínicamente de interés que definen el movimiento de la rodilla, mediante la aplicación del método de eje finito helicoidal.
- Se representa el vector flotante en el espacio indicado en la figura 15. Este se encuentra afectado por los 6 grados de libertad que posee la articulación de la rodilla: 3 de desplazamiento y tres de rotación.
- Se obtienen gráficas que representan el movimiento de la rodilla en bicicleta estática, teniendo para cada ciclo la cantidad de 24 pasos. Estas presentan similitudes a un estudio realizado por Cockcroft (2011).
- De acuerdo con los resultados obtenidos del movimiento de la rodilla, se comparó con otros trabajos de investigación realizados anteriormente y se obtuvo errores de 14,44 respecto a los datos de Vicon System y un error de 4,55 para el estudio del mecanismo de 4 barras, siendo el último el que presentó el menor error.

Referencias

Beale, M. H., Hagan, M. T. y Demuth, H. B. (2015). Neural Network Toolbox User's Guide. *MathWorks*, 14-19. Recuperado de https://doi.org/10.1016/j.neunet.2005.10.002

Cappozzo, A. (1984). Gait analysis methodology. *Human Movement Science*, *3*(1-2), 27-50. Recuperado de https://doi.org/10.1016/0167-9457(84)90004-6

Cockcroft, J. (2011). *An evaluation of inertial motion capture technology for use in the analysis and optimization of road cycling kinematics.* Stellenbosch, Sudáfrica: University of Stellenbosch.

Gómez Toapanta, M. B. (2017). Ajuste de un Modelo de Rodilla Basado en el Mecanismo 4R para Movimientos Planos, Usando Video Análisis para Capturar el Movimiento. Escuela Politécnica Nacional.

Grood, E. S. y Suntay, W. J. (1983). A joint coordinate system for the clinical description of three-dimensional motions: application to the knee. *Journal of Biomechanical Engineering*, *105*(2), 136-144. Recuperado de https://doi.org/10.1115/1.3138397

Page, A. (1995). *Fiabilidad y validez de las escalas de medida.* Recuperado de http://www.eumed.net/tesis/2006/mpmb/3e.htm

Quesada, J. G. (2000). *Tutorial de análisis numérico.* Tomo 1. Tafira, España: Universidad de Las Palmas de Gran Canaria. Recuperado de https://www.u-cursos.cl/ingenieria/2007/2/MA33A/4/material_docente/bajar?id_material=145305

Schurr, S. A., Marshall, A. N., Resch, J. E. y Saliba, S. A. (2017). Two-Dimensional Video Analysis is Comparable to 3D Motion Capture in Lower Extremity Movement Assessment. International Journal of Sports Physical Therapy, 12(2), 163–172. Recuperado de http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/28515970

Walter, S. D., Eliasziw, M. y Donner, A. (1998). Sample size and optimal designs for reliability studies. *Stat. Med.*, *17*(1), 101-110. Recuperado de https://doi.org/10.1002/(SICI)1097-0258(19980115)17:1<101::AID-SIM727>3.0.CO;2-E

Diseño e implementación de un sistema de adquisición de señales de electromiograma (EMG) basado en electrodos secos y su utilización para el control de una mano robótica

José Pedraza[1]
y Robín Álvarez[2]

Resumen
El presente trabajo está relacionado con el control de apertura y cierre, en tiempo real, de una mano robótica impresa en 3D mediante dos canales de EMG obtenidas desde los músculos del antebrazo por medio de electrodos secos de plata ubicados en la superficie de la piel. Estas señales fueron acopladas a un circuito de alta impedancia, amplificadas, filtradas, acondicionadas y adquiridas mediante la tarjeta STM32F407. Las condiciones de apertura y cierre de mano fueron clasificadas mediante un algoritmo en el dominio del tiempo y aplicadas para controlar la mano robótica en tiempo real y además para visualizarlo en un ambiente virtual de Matlab.

Introducción

Ya que existen muchos casos de personas con amputaciones de miembros superiores por diferentes causas, una de las posibles soluciones es dotar a estas personas de prótesis cibernéticas controladas mediante señales electromiográficas, es decir, señales eléctricas provenientes de los músculos del antebrazo. En cuanto al desarrollo de prótesis con estas características, una de las empresas con mejor marketing es BeBionic Hand, que promociona su producto con el eslogan "La próte-

1 Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador.
2 Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador.

sis de mano más avanzada del mundo". Estas prótesis tienen un costo en el mercado de entre 12 000 y 20 000 USD, dependiendo de las características y funcionalidades. Su funcionamiento se basa en la adquisición de las señales EMG del antebrazo mediante electrodos secos debidamente colocados. Estas señales reciben un tratamiento especial para poder comandar a los motores que controlan el movimiento de cada uno de los dedos.

El presente proyecto pretende conseguir, al menos, prestaciones básicas similares a las del producto antes mencionado y se basó en la construcción de un sistema de adquisición de las señales EMG de los músculos del antebrazo, empleando electrodos secos de plata, de acuerdo a Fernández (*et al.*, 2005). Para representar un modelo eléctrico de los electrodos se tuvo en cuenta que básicamente se comportan como un potencial proporcional al intercambio de iones entre el metal y el electrolito del cuerpo (figura 1). Puesto que no toda la superficie de la piel es igual, se pueden añadir otros bloques en paralelo para reflejar esa diferencia de impedancias, por ejemplo, para las partes de la piel bajo el electrodo que contengan glándulas sudoríparas, de menor impedancia (Fernández *et al.*, 2005).

Para eliminar el uso del gel electrolítico, se reemplazó con un circuito de alta impedancia, típicamente entre 10^{10} y 10^{12} Ω aproximadamente. Una vez diseñado, se implementó dos canales de EMG, uno proveniente de la parte anterior y otro de la parte posterior del antebrazo.

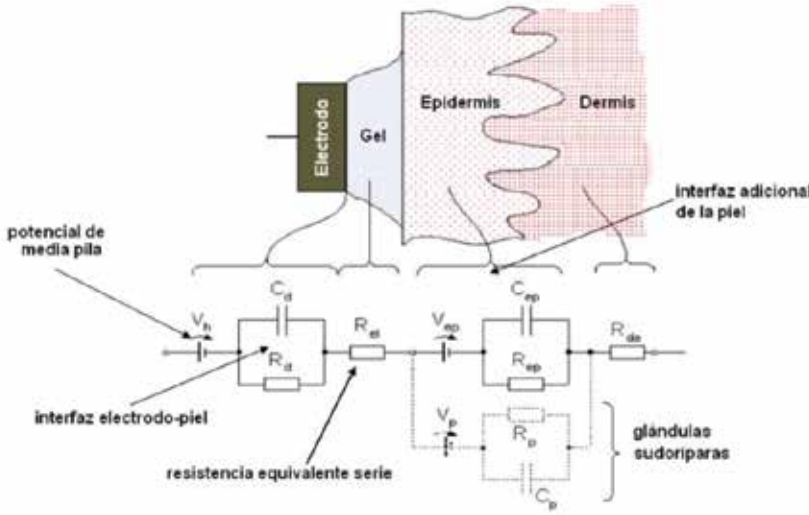
Estrategia de control

Una vez obtenidas las señales EMG se realizó el acondicionamiento respectivo de las mismas para tener las señales libres de artefactos y ruidos que puedan causar algún tipo de error en la medida.

Se aplicó una técnica denominada "umbrales de voltaje" donde se obtienen doscientas muestras de voltaje de las señales EMG mediante la tarjeta STM32F407 y Simulink con tiempos de muestreo predeterminados. Estas muestras fueron procesadas digitalmente para obtener valores pro-

medios, los cuales fueron comparados entre sí y con un umbral de voltaje, el cual fue predefinido por el usuario, para obtener netamente dos condiciones que permitan la apertura y cierre de la mano. Para desarrollar esta idea se realizó un algoritmo de control en el dominio del tiempo, el cual fue implementado en la tarjeta STM32F407, tanto para controlar la apertura y cierre de la mano robótica real como de una mano en ambiente virtual.

Figura 1
Modelo equivalente de la interfaz electrodo-piel



Fuente: Fernández *et al.*, 2005

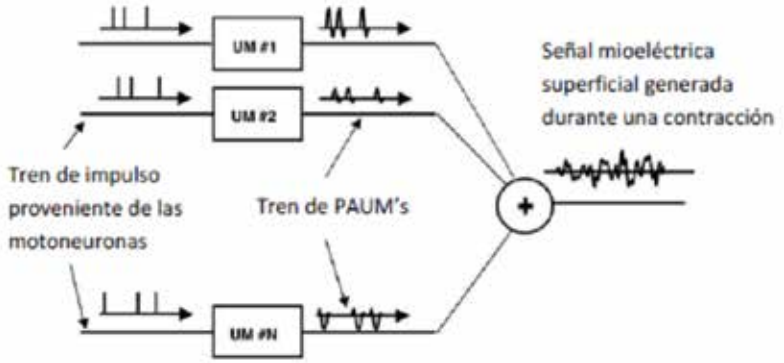
Electromiografía superficial (SEMG)

De acuerdo con López y Fernández (2006), este método de captación de señales eléctricas desde la superficie de la piel, consiste en cuantificar la actividad total (actividad mioeléctrica) y estimar la fatiga neuromuscular de un modo indirecto; el valor registrado de la señal es un indicador válido de la actividad mioeléctrica total de los músculos activos que se correlaciona con el número de unidades motoras activas,

es decir, con esta técnica se registra varias unidades motoras a la vez. Los electrodos para biopotenciales convierten corrientes iónicas (únicas presentes en los tejidos vivos) en corriente eléctricas sobre electrodos (las únicas que pueden circular por conductores metálicos).

La señal EMG superficial está compuesta por la superposición de TPAUM (tren de potencial de unidad motora), las cuales pueden estar en un rango de frecuencia de 2 a 500 Hz. Existen señales EMG que pueden alcanzar los 10 kHz. En la figura 2 se puede observar el modelo de generación de una señal EMG.

Figura 2
Modelo de generación de las señales EMG



Fuente: Benasques, 2016

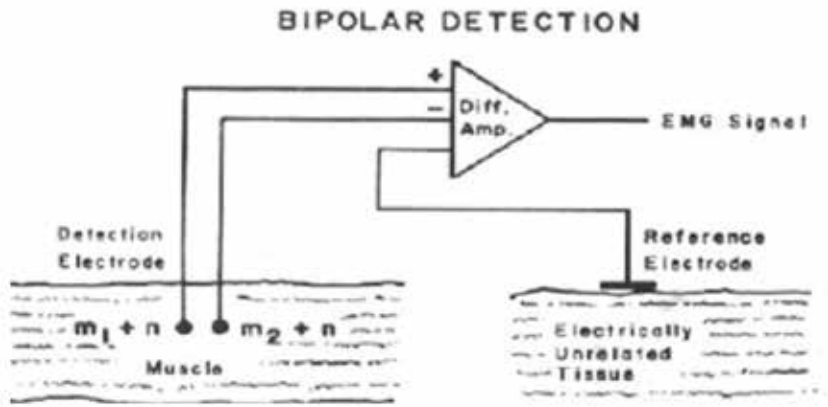
El potencial eléctrico que produce la contracción de los músculos dependerá del tamaño y posición de los mismos, para este caso en particular los músculos involucrados en el estudio se encuentran en la parte del antebrazo, los cuales generan un potencial de aproximadamente 30mV.

Técnica de SEMG

Para la obtención de la señal SEMG, en este proyecto se utilizó la técnica bipolar en la que se usan dos electrodos para detectar la dife-

rencia de potencial y un tercer electrodo que se usa de referencia y debe ser ubicado al inicio del músculo donde se va a trabajar. En la figura 3 se puede observar la técnica expresada de acuerdo a Collahuazo (2011).

Figura 3
Técnica bipolar para obtener la señal SEMG

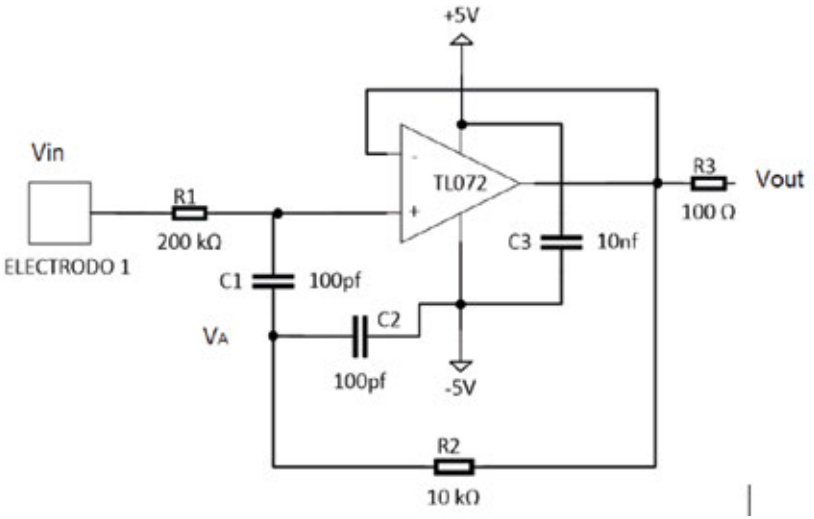


Fuente: Benasques, 2016

Circuito de alta impedancia

Para conseguir que un electrodo seco tenga un desempeño similar a un electrodo húmedo, es importante que la impedancia que existe en la interfaz piel-electrodo sea despreciable frente a la impedancia de entrada del electrodo. Por lo anterior, se debe introducir una muy alta impedancia, del orden de 10^{12} Ω aproximadamente. Esto se consiguió en base a un circuito seguidor de voltaje (ganancia unitaria de amplificación) en el que la principal característica es dicha impedancia de entrada (figura 4). De acuerdo con Fernández (*et al.*, 2005), este circuito de alta impedancia con sus respectivos valores de diseño proviene de un aporte del ingeniero Pedro Ortega, profesor principal de la Universidad de Chile.

Figura 4
Circuito de alta impedancia acoplado a un electrodo seco



Fuente: Fernández *et al.*, 2005

Luego de realizar el análisis matemático correspondiente de la función de transferencia del circuito mostrado en la figura 4, se obtuvo la ecuación (1):

$$|G|^2 = \frac{1+\omega^2 R_2^{\,2}(C_1+C_2)^2}{1+R_1^{\,2}R_2^{\,2}C_1^{\,2}C_2^{\,2}\omega^4 - 2\omega^2 C_1C_2R_1R_2 + R_2^{\,2}(C_1+C_2)^2\omega^2} \quad (1)$$

Y al reemplazar los valores de diseño se obtuvo la ecuación (2):

$$|G|^2 = \frac{1+4\cdot10^{-12}\omega^2}{1-3.6\cdot10^{-11}\omega^2+4\cdot10^{-22}\omega^4} \quad (2)$$

Amplificador de instrumentación

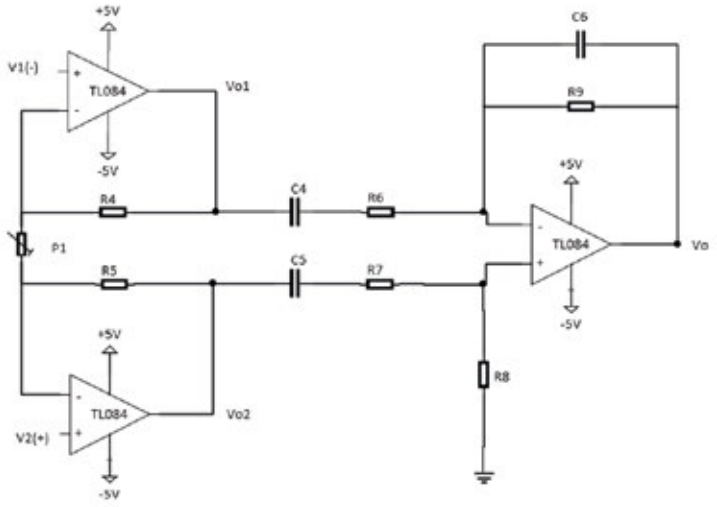
La mayor parte de las aplicaciones de los amplificadores diferenciales es la de amplificar voltajes diferenciales en presencia de voltajes

fluctuantes en modo común. La señal en modo común produce un error a la salida imposible de distinguir de la señal diferencial. El objetivo prioritario en el diseño de estos amplificadores es reducir lo máximo posible la ganancia en modo común.

Si al amplificador de instrumentación se añaden tres condensadores para limitar la respuesta en frecuencia, se tiene el amplificador de instrumentación paso-banda, detallado en la figura 5, al que se debe considerar lo siguiente:

$$C_4 = C_5 \tag{3}$$

Figura 5
Amplificador de instrumentación paso-banda



Fuente: los autores

La señal EMG tiene una amplitud comprendida entre mili voltios, por lo que se requiere de una ganancia de 3 000 a 4 000 aproximadamente. Con estos datos se puede calcular todos los valores de resistencias y condensadores utilizando las siguientes ecuaciones:

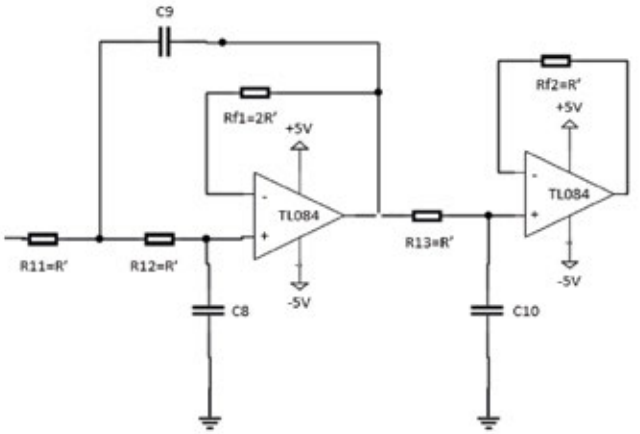
$$G_D = -\frac{R_5}{R_6} \cdot \left(1 + \frac{2R_4}{P_1}\right) \quad (4)$$

$$C = \frac{1}{2\pi R f_{corte}} \quad (5)$$

Filtros activos

Para este proyecto en particular se utilizó un filtro Butterworth de tercer orden, con una frecuencia de corte paso-bajo de 50 Hz. Su función principal fue eliminar las señales indeseables que aparezcan, así como para atenuar la interferencia de la red eléctrica (60 Hz) y sus armónicos que representan el mayor problema en la medición de biopotenciales. De acuerdo a Coughlin y Driscoll (1993), el filtro Butterworth es máximamente plano y minimiza los rizados, tanto en la banda de paso como en la de supresión, y es el más adecuado para este tipo de aplicaciones. En la figura 6 se muestra el filtro tipo Butterworth de tercer orden.

Figura 6
Filtro Butterworth de tercer orden

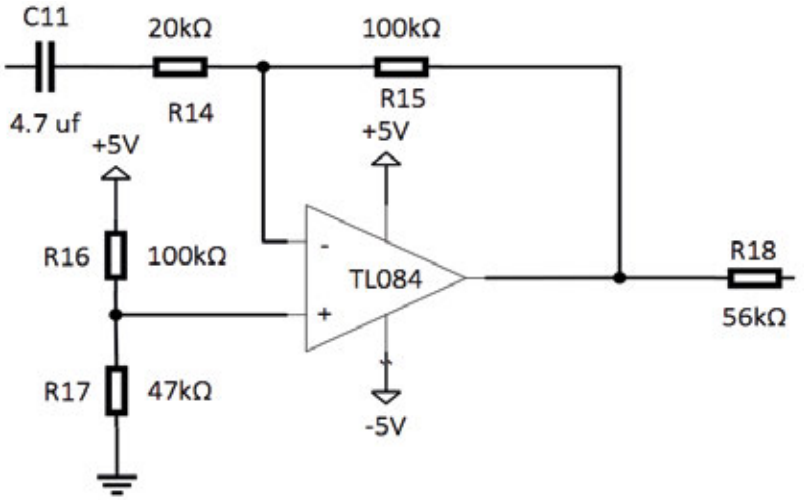


Fuente: los autores

Acondicionamiento de la señal EMG

En la última etapa se realizó una adaptación de la señal entre 0 V y 3 V, para que el convertidor A/D de la tarjeta STM32F407 pueda leerlo sin problemas. Ya que la salida de la etapa anterior entrega un voltaje entre –0,5 V y 0,5 V fue necesario añadir un *offset* que la desplace hacia el rango deseado. El circuito con valores de diseño se puede apreciar en la figura 7.

Figura 7
Etapa final de acondicionamiento de la señal EMG con valores de diseño



Fuente: los autores

Tarjeta STM32F407

STM32 es una familia de circuitos integrados de microcontroladores de 32 bits de la empresa ST Microelectronics. Las principales características de esta tarjeta son: tres canales A/D de 12 bits internos

y 16 canales A/D externos, temporizadores de 16 bits que incluyen dos temporizadores PWM para el control de motores. En la figura 8 se puede apreciar la tarjeta STM32F407.

Figura 8
Tarjeta STM32F407

Fuente: STM32

Construcción de la mano robótica

Para la elaboración de la mano robótica se utilizó una herramienta que en la actualidad está evolucionando de manera impresionante, como lo es la impresión 3D. Hoy en día es muy fácil navegar por la red y encontrar varios modelos de manos robóticas diseñadas por aficionados a esta tecnología. Es así como de la página de Thingiverse se decidió por el modelo de Flexy-Hand-2 para su impresión 3D. En la figura 9 se puede ver el diseño de la mano en SolidWorks.

Figura 9
Diseño de la mano Flexy-Hand-2 en SolidWorks

Fuente: Thingiverse

Luego de imprimir la mano se complementa la parte del antebrazo con madera, en donde se colocan 5 servomotores (MG 995) que manipulan los 5 dedos de la mano mediante hilo nylon. En la figura 10 se puede observar la mano impresa con los 5 servomotores.

Figura 10
Construcción de la mano Flexy-Hand-2

Fuente: los autores

La alimentación fue obtenida de una batería seca de 6V4Ah, este voltaje es conectado a una fuente de 5 V DC a la salida. Este voltaje se utiliza para la alimentación del circuito de control (integrados) y de fuerza (servomotores). Para la alimentación del circuito de control se utilizó un convertidor aislado DC/DC, el cual recibe un voltaje de 4,5 V DC a 5,5 V DC y a la salida se obtiene dos voltajes: +3,3 V DC y –3,3 V DC.

Simulink y ambiente virtual

Para la adquisición y programación de la tarjeta STM32F407 se utilizó el software Simulink de Matlab, en especial: Waijung y U3CM, los cuales permitirán realizar la comunicación y la programación de dicha tarjeta. En vista de que el programa se desarrolló en Matlab, se deci-

dió aprovechar el *toolbox* de realidad virtual Virtual Reality Toolbox, en el que se implementó una mano virtual que permitió interactuar con las señales de EMG y con la mano robótica real.

Resultados

Adquisición de las señales EMG en Matlab

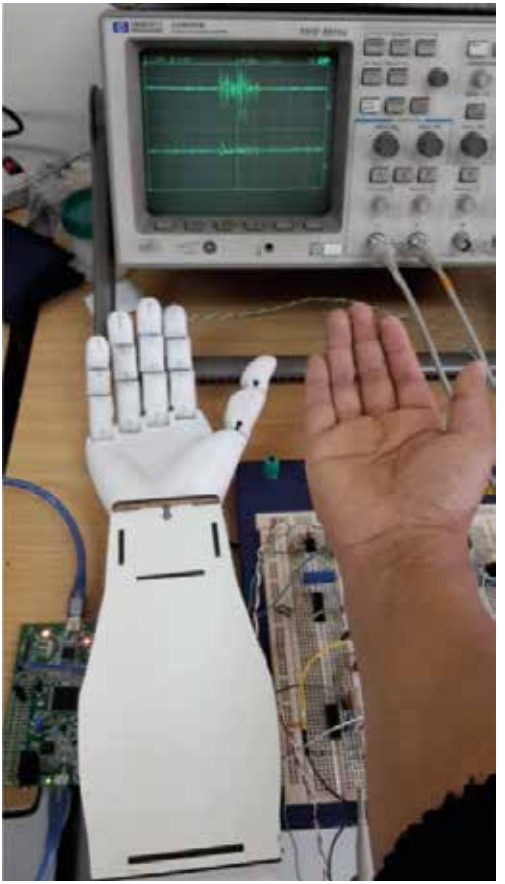
En la figura 11 se presentan las señales EMG al abrir la mano (en color purpura) y al cerrar la mano (en color amarillo). Es necesario mencionar que en el *scope* de Matlab las dos señales EMG tienen la misma referencia, razón por la cual aparecen sobrepuestas; esto ayudó a diferenciar la amplitud de las señales EMG al abrir y cerrar la mano.

Figura 11
Adquisición de la señal EMG

Fuente: los autores

Luego de procesar estas dos señales EMG de apertura y cierre de mano en Matlab, se presentan los resultados finales en la mano robótica. La figura 12 muestra la prueba junto con la mano robótica. Se puede apreciar que la mano robótica simula la apertura de la mano del usuario y, en el fondo, se muestra la señal de EMG en el osciloscopio.

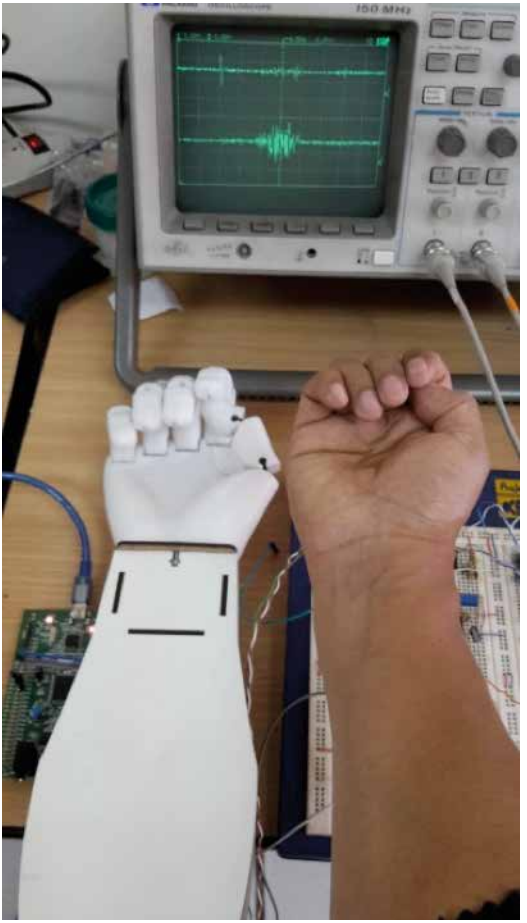
Figura 12
Mano robótica abierta



Fuente: los autores

En la figura 13 se muestra la prueba junto con la mano robótica: se puede apreciar que la mano robótica simula el cierre de la mano del usuario y, en el fondo, la señal de EMG correspondiente en el osciloscopio.

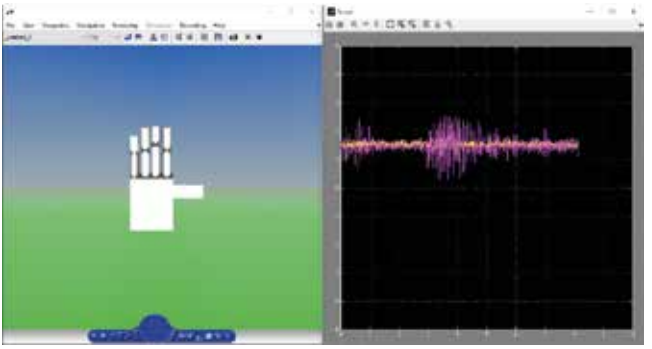
Figura 13
Mano robótica cerrada



Fuente: los autores

En la figura 14 se puede apreciar los resultados en la parte virtual obtenidos con el software VRbuilder, para este caso la señal en color violeta representa la apertura de la mano.

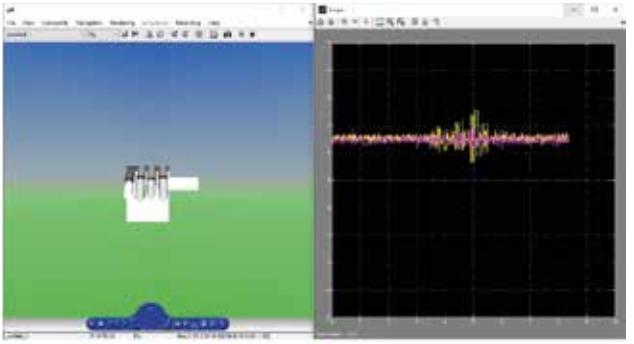
Figura 14
Mano robótica abierta en ambiente virtual



Fuente: los autores

En la figura 15, en el lado izquierdo, se puede observar la mano virtual cerrada y en el lado derecho la señal en color amarillo que representa la señal EMG al momento de cerrar la mano.

Figura 15
Mano robótica cerrada en ambiente virtual



Fuente: los autores

Conclusiones

- Se realizó el diseño e implementación de un sistema de adquisición de señales de electromiograma (EMG) basado en electrodos secos y su utilización para el control de una mano robótica, logrando alcanzar resultados similares a los de la prótesis comercial, única en el mundo.
- Se logró capturar la señal EMG de los músculos del antebrazo mediante los circuitos de acoplamiento y acondicionamiento detallados, estos circuitos pueden ser calibrados para adquirir la señal EMG de cualquier músculo en el cuerpo humano.
- Se determinó la zona ideal en los músculos del antebrazo para colocar los electrodos secos, para una óptima recolección de la señal EMG, que permite una máxima discriminación del movimiento muscular cuando se abre y cierra la mano.
- Se determinó las medidas de los electrodos secos, en las que se obtuvo los mejores resultados para este proyecto, esto mediante la comparación y observación de dos señales en el mismo músculo e intercambiando posiciones de los electrodos, para esto se construyeron electrodos secos de diferentes medidas y se seleccionó su tamaño ideal.
- El muestreo de las señales debe ser en lo posible próximo a las 200 muestras/segundo debido a que, con este rango, se obtiene un valor lo suficientemente estable que permite la comparación e identificación de las señales EMG.
- El uso de filtros analógicos y filtros digitales simplifica considerablemente el algoritmo de programación y análisis de las señales EMG, debido a que se eliminan artefactos y permiten ahorrar trabajo tanto al procesador de la CPU como al de la tarjeta STM32F407, lo que implica mayor rapidez en la respuesta al abrir y cerrar la mano.
- La discriminación entre el movimiento de mano abierta y cerrada se logró mediante la implementación de un algoritmo de

comparación de umbrales en el dominio del tiempo, siendo este suficiente para obtener los resultados esperados.

- Se desarrolló la interfaz virtual en la cual se puede observar la mano en 3D mediante el software VR Builder, lo cual fue de mucha ayuda para realizar pruebas previas a la implementación en hardware.

Referencias

Benasques, L. (2016). *Estudio de la Señal de Electromiograma para el tratamiento de la incontinencia urinaria.* Barcelona, España: Universidad Politécnica de Catalunya.

Collahuazo, J. (2011). *Diseño y construcción de una mano robot activada por señales electromiográficas.* Quito, Ecuador: Universidad Politécnica Salesiana.

Coughlin, R. y Driscoll, F. (1993) *Amplificadores operacionales y circuitos integrados lineales.* México: Prentice Hall.

Fernández, J., Álvarez, R. y Del Pozo, F. (2005). *Detección de estados de somnolencia a partir del EEG.* Madrid, España: Universidad Politécnica de Madrid.

López, J. y Fernández, A. (2006). *Fisiología del ejercicio.* Buenos Aires, Argentina: Editorial Médica Panamericana.

STM32. (s/f). recuperado de https://en.wikipedia.org/wiki/STM32

T. Featured. (enero, 2017). *Thingiverse.* Recuperado de http://www.thingiverse.com

Análisis cinemático y dinámico de un robot paralelo según el principio de trabajos virtuales para rehabilitación

Miguel Aquino A.[1]
Edwin Pozo S.[2]
Oscar Zambrano O.[3]
y William Venegas T.[4]

Resumen
Existen varios métodos que permiten obtener los modelos cinemáticos y dinámicos con base a las formulaciones matemáticas que relacionan posiciones, velocidades, aceleraciones con fuerzas y/o pares, estos métodos pueden analizarse con coordenadas dependientes o independientes. Debido a la ventaja que prestan las coordenadas dependientes de lograr una mejor definición de las posiciones que puede tomar un robot en el estudio se emplearán coordenadas dependientes. La presente investigación tiene como finalidad estudiar el modelo cinemático de forma vectorial de un robot paralelo para rehabilitación de miembros inferiores que posee 4 grados de libertad; generar el modelo matemático para la dinámica utilizando el principio de trabajos virtuales que permita establecer los parámetros geométricos, posiciones funcionales, velocidades, aceleraciones y fuerzas desarrolladas por los actuadores durante los movimientos básicos del robot. Como son dos movimientos de traslación y dos de rotación, la determinación de estos parámetros es muy importante para la selección de actuadores, el diseño y/o selección de partes mecánicas y el control que garantice los movimientos adecuados del robot.

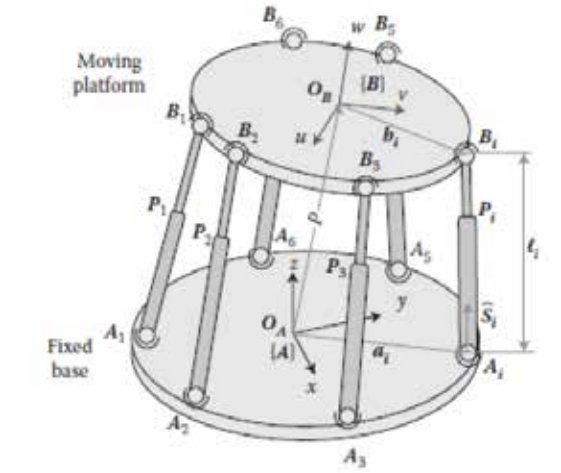
Introducción

Un robot paralelo es un mecanismo con varias cadenas cinemáticas cerradas, para su estudio se puede analizar las cadenas cerradas

1 Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador.
2 Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador.
3 Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador.
4 Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador.

por separado con puntos comunes, aunque también se podría estudiar como varias cadenas abiertas (Briot y Khalil, 2015). La cinemática estudia la forma cómo estas cadenas cinemáticas se relacionan, con la finalidad de generar una descripción matemática del movimiento espacial del robot en función del tiempo y sin tomar en cuenta las fuerzas que lo producen. En la figura 1 se muestra una de las cadenas cinemáticas cerradas de un robot paralelo en el que se busca describir el movimiento del sistema de coordenadas móvil B respecto al fijo A (Barrientos *et al.*, 2007).

Figura 1
Cadena cinemática cerrada de un robot paralelo



Fuente: los autores

La cadena cinemática de la figura 1 formada por los puntos A A_i B B_i de donde aplicando la regla del paralelogramo para vectores se tiene:

$$\overrightarrow{AB} = \overrightarrow{AA_1} + \overrightarrow{A_1B_1} - \overrightarrow{BB_1} \quad (1)$$

De donde tomando en cuenta la matriz de rotación y las dimensiones del robot se tendría:

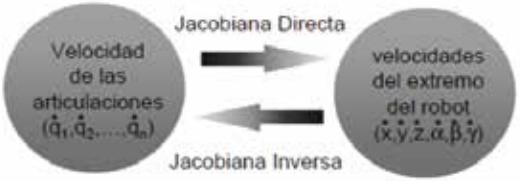
$$^{A}P = {}^{A}a_i + l_i\,{}^{A}\hat{s}_i - {}^{A}R_B\,{}^{B}b_i \quad (2)$$

Donde:

$\overrightarrow{AA_i}$ y $\overrightarrow{BB_i}$ = longitudes geométricas conocidas
$\overrightarrow{A_iB_i} = q_i$ = eslabón de longitud variable
$^{A}\hat{s}_i$ = vector unitario
$^{A}R_B$ = matriz de transformación

El estudio de los problemas cinemáticos busca encontrar la relación entre las velocidades de movimiento de las articulaciones y las del extremo del robot, esta relación se consigue mediante la matriz Jacobiana directa o inversa, como se observa en la figura 2.

Figura 2
Jacobiana directa e inversa



Fuente: los autores

El modelo dinámico inverso parte de las velocidades y aceleraciones para encontrar las fuerzas y/o torques, en función del tiempo que se producirán debido a la trayectoria que recorre el robot. Su aplicación principal es para la implementación de los lazos de control (Benimeli, 2005).

Principio de trabajos virtuales

Este método permite obtener ecuaciones dinámicas de manera conjunta a todo un sistema basado en el principio D'Alembert. Con este método se consigue eliminar inconvenientes, existentes cuando las

coordenadas no son libres, los cuales pueden producirse en el método de Lagrange. El principio establece que para que exista equilibrio dinámico, la suma de las fuerzas aplicadas y momentos es cero para cualquier desplazamiento virtual del sistema. Partiendo del principio D'Alembert se tiene:

$$\sum(Q_i - Q'_i) = 0 \tag{3}$$

Y teniendo:

$$\mathbf{Q_i} = [\mathbf{Fi} \quad \mathbf{Mi}]^{\mathbf{T}} \tag{4}$$

$$Q' = \begin{bmatrix} F' \\ {}^{c}M' \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -m\,a_c \\ -\left({}^{c}I\,\dot{\omega} + \omega \times \left({}^{c}I\,\omega \right) \right) \end{bmatrix} \tag{5}$$

Donde:

Q' = fuerzas y momentos inerciales
Q_i = fuerzas y momentos generalizados
F_i = fuerzas netas
M_i = par neto
m = masa
a_c = aceleración centroide
c_I = inercia
ω = velocidad angular

Al aplicar el principio de trabajo virtual a las ecuaciones (4) y (5) se tiene:

$$\delta W = \sum(Q_i - Q'_i).\,\delta x_i = 0 \tag{6}$$

Dónde:

δW = trabajo virtual del sistema
δx_i = desplazamiento virtual del eslabón

Este principio se puede desarrollar para un robot paralelo donde en el análisis se tomen en cuenta las condiciones de las articulaciones y plataforma, generándose la siguiente ecuación:

$$\delta W = \tau . \delta q + \left(Q_p - Q'_p\right) . \delta x_p + \sum (Q_i - Q'_i) . \delta x_i = 0 \quad (7)$$

Donde:

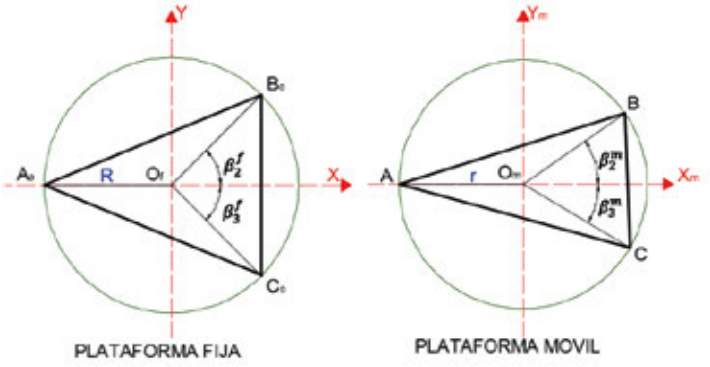
Q_i = fuerzas externas en las conexiones, excluyendo las del actuador
τ = fuerzas de los actuadores
δq = desplazamientos virtuales de las variables articulares (coordenadas generalizadas)
δx_p = desplazamiento virtual de la plataforma móvil
Q_p = fuerza externa aplicada a la plataforma móvil
Q'_p = fuerza inercial aplicada a la plataforma móvil

Cálculo cinemático de un robot 3 ups + rpu

La figura 3 muestra una plataforma fija que se une a una plataforma móvil por medio de juntas universal, prismática y rotacional —en los extremos— y junta rotacional, prismática y universal —en el centro. Estos conjuntos de elementos de unión entre plataformas para el análisis se los conocerán como "eslabón", generándose 3 eslabones en los vértices y uno central. La configuración del robot y la posibilidad de generar 4 movimientos principales que a la vez pueden combinarse, permite la utilización del robot en tareas de rehabilitación principalmente de rodilla y tobillo.

La determinación de los parámetros cinemáticos de un robot inicia con el cálculo de las ecuaciones que determinen la posición y en base a estas sigue el cálculo de velocidades y aceleraciones. Para el robot 3UPS+RPU se ha establecido, debido a la complejidad, una resolución vectorial de las distintas cadenas cinemáticas cerradas que posee el robot en base a lo cual se obtendrá las ecuaciones de restricción del robot.

Figura 3
Dimensiones geométricas de las plataformas del robot



Fuente: los autores

Aplicando relaciones trigonométricas se pueden determinar los vectores de posición de las patas medidas respecto a la plataforma fija y móvil.

Tabla 1
Posición de puntos de unión de las patas a la plataforma fija y móvil

	Plataforma fija	Plataforma móvil
Eslabón 1	$\overrightarrow{r_{O^f A_0}} = \begin{bmatrix} -R \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$	$\overrightarrow{r_{O^m A}} = \begin{bmatrix} -r \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$
Eslabón 2	$\overrightarrow{r_{O^f B_0}} = \begin{bmatrix} R.\cos\beta_2^f \\ R.\,sen\beta_2^f \\ 0 \end{bmatrix}$	$\overrightarrow{r_{O^m B}} = \begin{bmatrix} r.\cos\beta_2^m \\ r.\,sen\beta_2^m \\ 0 \end{bmatrix}$
Eslabón 3	$\overrightarrow{r_{O^f C_0}} = \begin{bmatrix} R.\cos\beta_3^f \\ -R.\,sen\beta_3^f \\ 0 \end{bmatrix}$	$\overrightarrow{r_{O^m C}} = \begin{bmatrix} r.\cos\beta_3^m \\ -r.\,sen\beta_3^m \\ 0 \end{bmatrix}$
Eslabón 4	$\overrightarrow{r_{O^f O_f}} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$	$\overrightarrow{r_{O^m O_m}} = \begin{bmatrix} 0 \\ 0 \\ 0 \end{bmatrix}$

Fuente: los autores

La plataforma móvil es la encargada de producir los movimientos de rehabilitación. De acuerdo con la configuración del robot, se puede generar un movimiento de traslación en Z, traslación en X, rotación en Y generando el ángulo θ, rotación en Z generando un ángulo ψ teniendo en cuenta que el robot no gira respecto al eje X, con lo cual la matriz de rotación será la siguiente:

$$R_m = R_z(\psi)R_y(\theta)R_x(0) \tag{8}$$

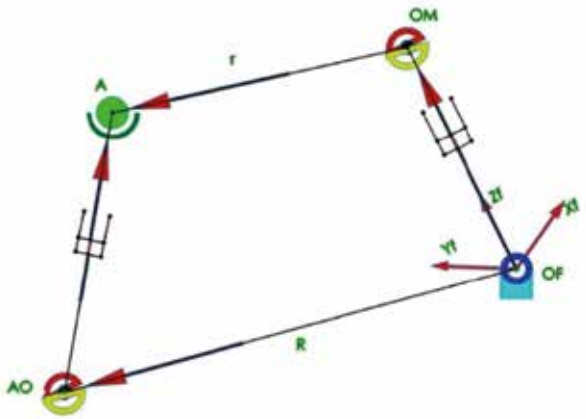
$$R_m = \begin{bmatrix} \cos\theta\ \cos\psi & -\operatorname{sen}\psi & \cos\psi\ \operatorname{sen}\theta \\ \cos\theta\ \operatorname{sen}\psi & \cos\psi & \operatorname{sen}\psi\ \operatorname{sen}\theta \\ -\operatorname{sen}\theta & 0 & \cos\theta \end{bmatrix}$$

Para determinar las ecuaciones de restricción se considera un análisis vectorial compuesto por 4 cadenas cinemáticas cerradas.

Cadena cinemática $O_f - A_o - A - O_m$

La figura 4 muestra el eslabón 1 que une los puntos A_o y A de la figura 3 y permite aplicar la suma vectorial entre los puntos $O_f - A_o - A - O_m$.

Figura 4
Cadena cinemática $O_f - A_o - A - O_m$



Fuente: los autores

De donde vectorialmente se establece:

$$\overrightarrow{r_{O_fA_0}} + \overrightarrow{r_{A_0A}} = \overrightarrow{r_{O_fO_m}} + \overrightarrow{r_{O_mA}} \quad (9)$$

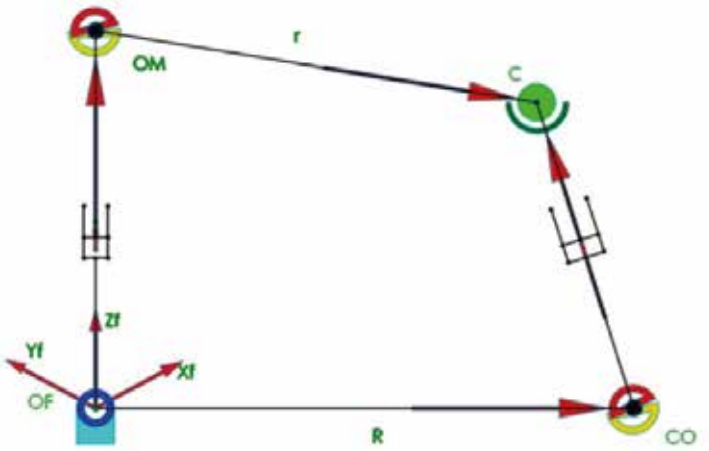
El desarrollo de esta ecuación (9) permite obtener 3 ecuaciones de restricción de posición, que están en función de q_{11} y q_{12} que son los ángulos de rotación generados por la junta universal y q_{13} la traslación generada por la junta prismática.

$$q_{13}\cos(q_{11})\sin(q_{12})\text{-}R = X_m\text{-}r\cos\theta\cos\varphi$$
$$-q_{13}\cos(q_{12}) = -r\cos\theta\sin\varphi$$
$$q_{13}\sin(q_{11}).\sin(q_{12}) = Z_m + r\sin\theta$$

Cadena cinemática $O_f - C_o - C - O_m$

La figura 5 muestra la pata 3 que une los puntos C_o y C de la figura 3 y permite aplicar la suma vectorial entre los puntos $O_f - C_o - C - O_m$.

Figura 5
Cadena cinemática $O_f - C_o - C - O_m$



Fuente: los autores

De donde vectorialmente se establece:

$$\overrightarrow{r_{O_f C_0}} + \overrightarrow{r_{C_0 C}} = \overrightarrow{r_{O_f O_m}} + \overrightarrow{r_{O_m C}} \tag{10}$$

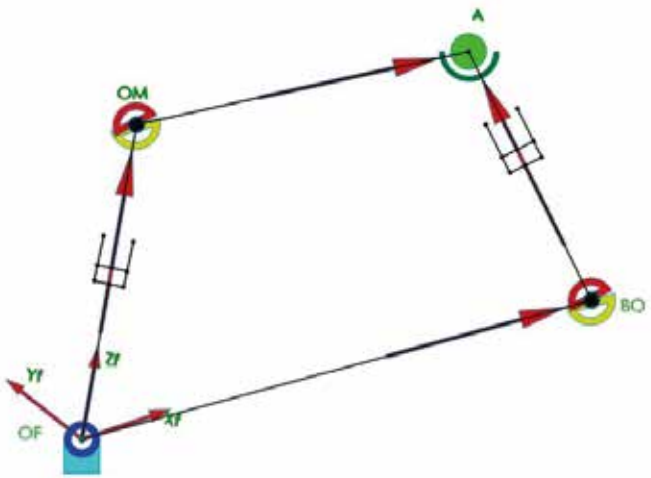
El desarrollo de esta ecuación (10) permite obtener 3 ecuaciones de restricción de posición, que están en función de q_{31} y q_{32} que son los ángulos de rotación generados por la junta universal y q_{33} la traslación generada por la junta prismática.

$$q_{33}\cos(q_{31})\sin(q_{32}) + R\cos\beta_3^f = X_m + r\sin\beta_3^m \sin\varphi + r\cos\beta_3^m \cos\theta\cos\varphi$$
$$-q_{33}\cos(q_{32}) - R\sin\beta_3^f = r\cos\beta_3^m \cos\theta\sin\varphi - r\sin\beta_3^m \cos\varphi$$
$$q_{33}\sin(q_{31}).\sin(q_{32}) = Z_m - r\cos\beta_3^m \sin\theta$$

Cadena cinemática $O_f - B_o - B - O_m$

La figura 6 muestra la pata 2 que une los puntos B_o y B de la figura 3 y permite aplicar la suma vectorial entre los puntos $O_f - B_o - B - O_m$.

Figura 6
Cadena cinemática $O_f - B_o - B - O_m$



Fuente: los autores

De donde vectorialmente se establece:

$$\overrightarrow{r_{O_f B_0}} + \overrightarrow{r_{B_0 B}} = \overrightarrow{r_{O_f O_m}} + \overrightarrow{r_{O_m B}} \tag{11}$$

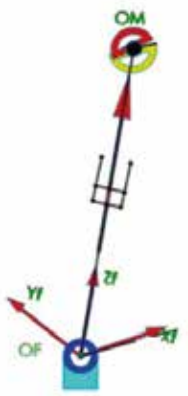
El desarrollo de esta ecuación (11) permite obtener 3 ecuaciones de restricción de posición, que están en función de q_{21} y q_{22} que son los ángulos de rotación generados por la junta universal y q_{23} la traslación generada por la junta prismática.

$$q_{23}\cos(q_{21})\sin(q_{22}) + R\cos\beta_2^f = X_m - r\sin\beta_2^m \sin\varphi + r\cos\beta_2^m \cos\theta\cos\varphi$$
$$-q_{23}\cos(q_{22}) + R\sin\beta_2^f = r\sin\beta_2^m \cos\varphi + r\cos\beta_2^m \cos\theta\sin\varphi$$
$$q_{23}\sin(q_{21}).\sin(q_{22}) = Z_m - r\cos\beta_2^m \sin\theta$$

Cadena cinemática $O_f - O_m$

La figura 7 muestra el eslabón central que une los puntos O_f y O_m de la figura 3 y permite aplicar la suma vectorial entre los puntos $O_f - O_m$, el desarrollo de esta ecuación permite obtener 2 ecuaciones de restricción de posición.

Figura 6
Cadena cinemática $O_f - O_m$



Fuente: los autores

De donde vectorialmente se establece:

$$\overrightarrow{r_{O_fO_f}} + \overrightarrow{r_{O_fO_m}} = \overrightarrow{r_{O_mO_f}} \tag{12}$$

El desarrollo de esta ecuación (12) permite obtener 2 ecuaciones de restricción de posición, que están en función de q_{41} que es el ángulo de rotación generado por la junta rotacional y q_{42} la traslación generada por la junta prismática.

$$\begin{bmatrix} X_m \\ Y_m \\ Z_m \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} q_{42}\sin(-\pi/2)\sin(q_1) \\ -q_{42}\cos(-\pi/2) \\ -q_{42}\sin(-\pi/2)\cos(q_{11}) \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -q_{42}\sin(q_{41}) \\ 0 \\ q_{42}\cos(q_{41}) \end{bmatrix}$$

Como resultado del desarrollo de las cuatro cadenas cinemáticas planteadas se obtienen 11 ecuaciones de restricción.

Determinación de ecuaciones de restricción de la velocidad

Las ecuaciones de restricción de velocidad se obtienen derivando respecto al tiempo las ecuaciones de restricción de posición, es decir:

$$\overrightarrow{r_{O_fA_0}} + \overrightarrow{r_{A_0A}} - \overrightarrow{r_{O_fO_m}} - \overrightarrow{r_{O_mA}} = 0 \quad \rightarrow \quad \frac{d}{dt}$$

$$\overrightarrow{r_{O_fC_0}} + \overrightarrow{r_{C_0C}} - \overrightarrow{r_{O_fO_m}} - \overrightarrow{r_{O_mC}} = 0 \quad \rightarrow \quad \frac{d}{dt}$$

$$\overrightarrow{r_{O_fB_0}} + \overrightarrow{r_{B_0B}} - \overrightarrow{r_{O_fO_m}} - \overrightarrow{r_{O_mB}} = 0 \quad \rightarrow \quad \frac{d}{dt}$$

$$\overrightarrow{r_{O_fO_f}} + \overrightarrow{r_{O_fO_m}} - \overrightarrow{r_{O_mO_f}} = 0 \quad \rightarrow \quad \frac{d}{dt}$$

Determinación de ecuaciones de restricción de la aceleración

Las ecuaciones de restricción de aceleración se obtienen derivando respecto al tiempo las ecuaciones de restricción de velocidad, es decir:

$$\frac{d}{dt}(\overrightarrow{r_{O_fA_0}} + \overrightarrow{r_{A_0A}} - \overrightarrow{r_{O_fO_m}} - \overrightarrow{r_{O_mA}}) = 0 \quad \rightarrow \quad \frac{d}{dt}$$

$$\frac{d}{dt}(\overrightarrow{r_{O_fC_0}} + \overrightarrow{r_{C_0C}} - \overrightarrow{r_{O_fO_m}} - \overrightarrow{r_{O_mC}}) = 0 \quad \rightarrow \quad \frac{d}{dt}$$

$$\frac{d}{dt}(\overrightarrow{r_{O_fB_0}} + \overrightarrow{r_{B_0B}} - \overrightarrow{r_{O_fO_m}} - \overrightarrow{r_{O_mB}}) = 0 \quad \rightarrow \quad \frac{d}{dt}$$

$$\frac{d}{dt}((\overrightarrow{r_{O_fO_f}} + \overrightarrow{r_{O_fO_m}} - \overrightarrow{r_{O_mO_f}}) = 0 \quad \rightarrow \quad \frac{d}{dt}$$

Determinación de valores cinemáticos respecto al centro de gravedad

Para generar los modelos dinámicos del robot 3UPS+RPU es necesario determinar los valores cinemáticos de cada uno de los elementos constitutivos del robot respecto a los centros de gravedad y medirlos respecto al sistema de referencia fijo. Estos valores se calculan a partir de las ecuaciones de restricción de posición, velocidad y aceleración halladas anteriormente. El cálculo se realiza para Barra 11 y Barra 12 que conforman el eslabón 1, como se muestra en la figura 7.

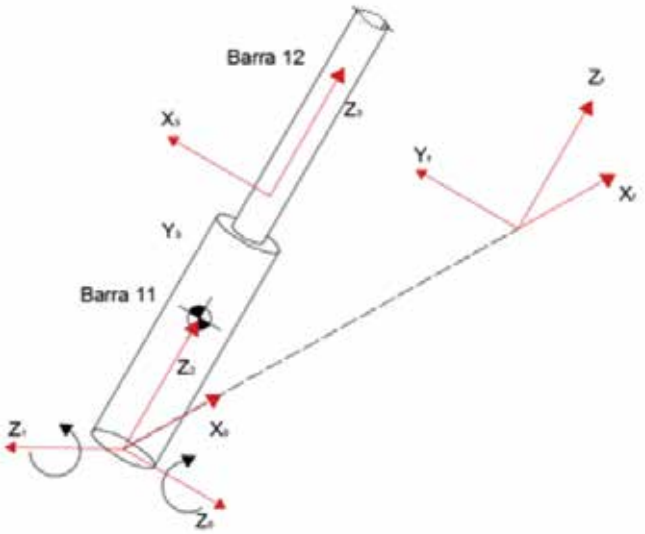
Las velocidades angulares se pueden establecer por la ecuación:

$$^{i}\overrightarrow{\omega_i} = (^{i}R_f)\,\overrightarrow{(^{i-1}\omega_{i-1})} + (\rho_i)(^{i}\overrightarrow{\mu_{zi}})(\dot{q}_i) \qquad (13)$$

Donde:

$\rho = 1$ para un par rotacional
$\rho_i = 0$ para un par prismático
$^{i}R_f$ = matriz de rotación

Figura 7
Análisis cinemático del eslabón 1



Fuente: los autores

La aceleración angular se calcula derivando el vector de velocidad angular respecto al tiempo. Siendo conocidos los vectores de velocidad y aceleración angular, se pueden calcular las velocidades y aceleraciones por medio de las formulas:

1. Análisis para el cilindro (Barra 11):

$$\overrightarrow{V_{G11}} = \overrightarrow{\omega_{11}} \times \overrightarrow{r_{O2G11}} \tag{14}$$

$$\overrightarrow{a_{G11}} = \overrightarrow{\omega_{11}} \times (\overrightarrow{\omega_{11}} \times \overrightarrow{r_{O2G11}}) + \overrightarrow{\alpha_{11}} \times \overrightarrow{r_{O2G11}} \tag{15}$$

2. Análisis para el vástago (Barra 12):

$$\overrightarrow{V_{G12}} = \overrightarrow{V_{O2}} + \overrightarrow{\omega_{12}} \times \overrightarrow{r_{O2G12}} + \dot{q}_{13}\, \overrightarrow{\mu_{z2}} \tag{16}$$

$$\vec{a}_{G12} = \dot{\vec{V}}_{O2} + \vec{\omega}_{12} \times (\vec{\omega}_{12} \times \vec{r}_{O2G12}) + \vec{\alpha}_{12} \times \vec{r}_{O2G12} + \ddot{q}_{13}\ \vec{\mu}_{Z2} + 2(\vec{\omega}_{12} \times (\dot{q}_3\ \vec{\mu}_{Z2})) \quad (17a)$$

3. El análisis es similar para el resto de elementos, incluyendo la plataforma móvil.

Determinación parámetros inerciales del robot 3UPS+RPU

Los tensores de inercia de cada elemento se calculan respecto a los sistemas de referencia locales, se debe influir por las matrices de rotación para tener estos valores respecto al sistema de referencia fijo:

1. Análisis para el cilindro (Barra 11):

$$I_{Gi1} = {}^{f}R_2 \ {}^{2}I_{Gi1} \left({}^{f}R_2 \right)^{T} \quad (17b)$$

2. Análisis para el cilindro (Barra 11):

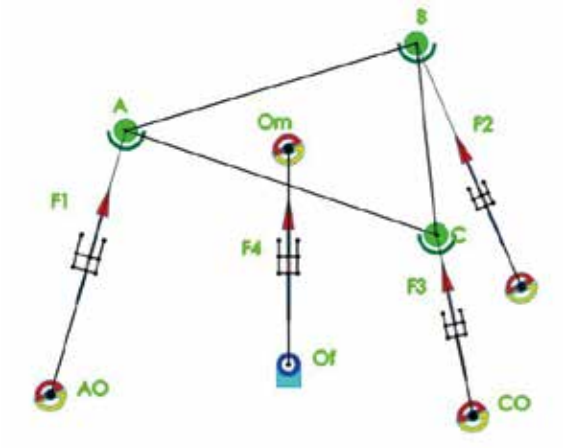
$$I_{Gi2} = {}^{f}R_3 \ {}^{3}I_{Gi2} \left({}^{f}R_3 \right)^{T} \quad (18)$$

Determinación de fuerzas externas

1. Fuerzas externas activas generalizadas. Estas deben calcularse respecto al sistema de referencia fijo y representan las fuerzas de los actuadores. La figura 8 muestra que se genera una fuerza por cada actuador.

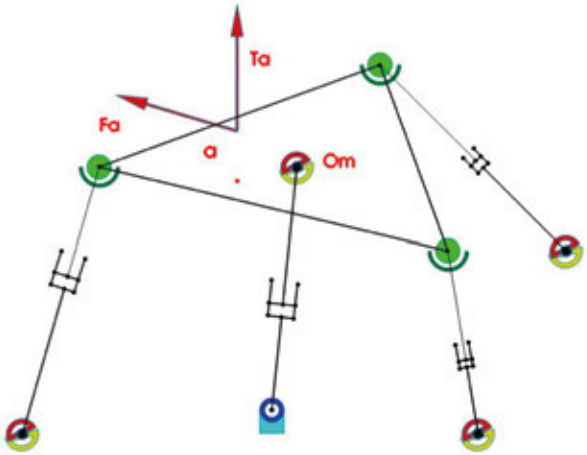
2. Fuerzas externas aplicadas. Dentro de estas se incluyen cargas externas que pueden ser debidas a pesos, fuerzas y/o pares por efectos externos que el robot debe ser capaz de soportar sin alterar los movimientos deseados, lo que se ilustra en la figura 9.

Figura 8
Diagrama de fuerzas actuantes sobre el robot



Fuente: los autores

Figura 9
Diagrama de fuerzas externas



Fuente: los autores

Determinación de modelos dinámicos para el robot 3UPS+RPU

La aplicación del principio de trabajos virtuales para la modelación del robot tomando en cuenta que se han utilizado coordenadas dependientes permite establecer:

$$Q_j - \sum_{i=1}^{N} \lambda_i \cdot \frac{\partial \phi_i}{\partial q_j} = 0 \tag{19}$$

Donde:

$$\frac{\partial \phi_i}{\partial q_j} = J^T$$

λ = multiplicadores de Lagrange

El término Q_j incluye las fuerzas generalizadas debidas a las fuerzas y torques multiplicadas por un factor que incluye la variación de desplazamiento:

$$Q_j = \sum_{i=1}^{n} \left(\vec{F_i} \frac{\partial \vec{r}}{\partial q_j} \right) \tag{20}$$

En la figura 10 se observan todas las cargas producidas en cada uno de los elementos del robot.

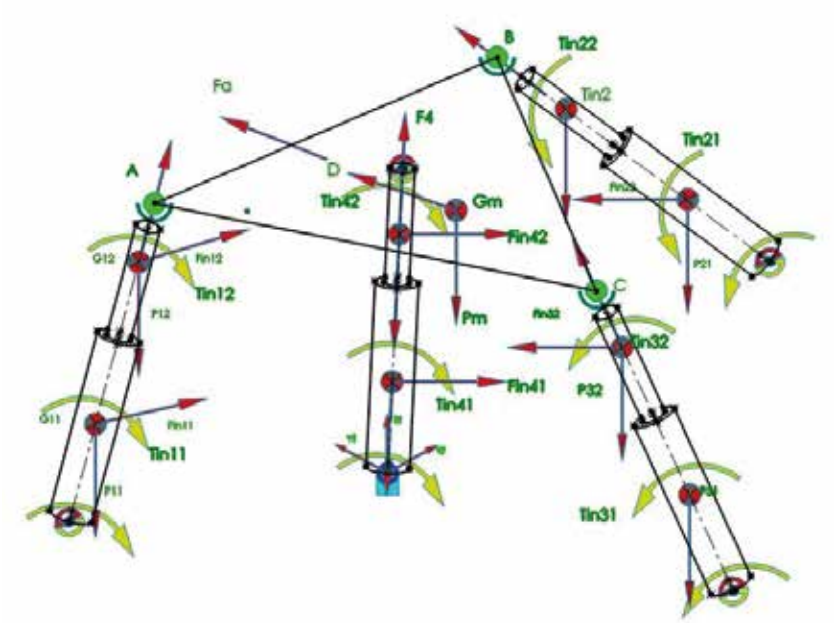
Para desarrollar el modelo dinámico para el robot se debe partir del principio D'Alembert, que facilita el hallar las cargas inerciales y gravitacionales, facilitándose el análisis dinámico en base al principio estático.

$$\text{Equilibrio cinetoestatico} \begin{cases} \sum_{j=i}^{n} \vec{F_j} + m_i \vec{a_{Gi}} = 0 \\ \sum_{j=i}^{n} \vec{T_{Gi}} + \left(I_{Gi} \vec{\alpha_i} + \vec{\omega_i} \times (I_{Gi} \vec{\omega_i}) \right) = 0 \end{cases}$$

$$Q_{j-inerciales} + Q_{j-gravitacionales} + \overrightarrow{Q_{j-ext-actvas}} + \overrightarrow{Q_{j-ext-apl}} - J^T \vec{\lambda} = \quad (21)$$

$$\left[\overrightarrow{Q_{j-ext-actvas}}\right]_{15x1} - J^T_{15X11}\ \vec{\lambda}_{11X1} = \left[-(Q_{j-inerciales} + Q_{j-gravitacionales} + \overrightarrow{Q_{j-ext-apl}})\right]_{15x1}$$

Figura 10
Diagrama de cargas sobre el robot



Fuente: los autores

Desarrollando el principio de trabajos virtuales en base a la figura 10 y la ecuación (20) se tiene:

$$\overrightarrow{F_1} \cdot \frac{\partial \overrightarrow{r_{G12}}}{\partial q_j} + \overrightarrow{F_2} \cdot \frac{\partial \overrightarrow{r_{G22}}}{\partial q_j} + \overrightarrow{F_3} \cdot \frac{\partial \overrightarrow{r_{32}}}{\partial q_j} + \overrightarrow{F_4} \cdot \frac{\partial \overrightarrow{r_{42}}}{\partial q_j} - J^T \vec{\lambda}$$

$$= -\left(\overrightarrow{Fin_{11}} \cdot \frac{\partial \overrightarrow{r_{G11}}}{\partial q_j} + \overrightarrow{Tin_{11}} \cdot \frac{\partial \overrightarrow{\gamma_{11}}}{\partial q_j} + \overrightarrow{Fin_{12}} \cdot \frac{\partial \overrightarrow{r_{G12}}}{\partial q_j} + \overrightarrow{Tin_{12}} \cdot \frac{\partial \overrightarrow{\gamma_{12}}}{\partial q_j} \right.$$

$$+\overrightarrow{Fin_{21}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G21}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Tin_{21}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{\gamma_{21}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Fin_{22}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G22}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Tin_{22}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{\gamma_{22}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Fin_{31}}$$

$$\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G31}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Tin_{31}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{\gamma_{31}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Fin_{32}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G32}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Tin_{32}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{\gamma_{32}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Fin_{41}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G41}}}{\partial q_j}$$

$$+\overrightarrow{Tin_{41}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{\gamma_{41}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Fin_{42}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G42}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Tin_{42}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{\gamma_{42}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Fin_{m}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{Gm}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{Tin_{m}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{\gamma_{m}}}{\partial q_j}$$

$$+\overrightarrow{P_{11}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G11}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{P_{12}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G12}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{P_{21}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G21}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{P_{22}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G22}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{P_{31}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G31}}}{\partial q_j}$$

$$+\overrightarrow{P_{32}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G32}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{P_{41}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G41}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{P_{42}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G42}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{P_{m}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{Gm}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{F_a}\cdot\left(\frac{\partial\overrightarrow{r_a}}{\partial q_j}\right)+\overrightarrow{T_a}$$

$$+\overrightarrow{P_{32}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G32}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{P_{41}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G41}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{P_{42}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{G42}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{P_{m}}\cdot\frac{\partial\overrightarrow{r_{Gm}}}{\partial q_j}+\overrightarrow{F_a}\cdot\left(\frac{\partial\overrightarrow{r_a}}{\partial q_j}\right)+\overrightarrow{T_a}$$

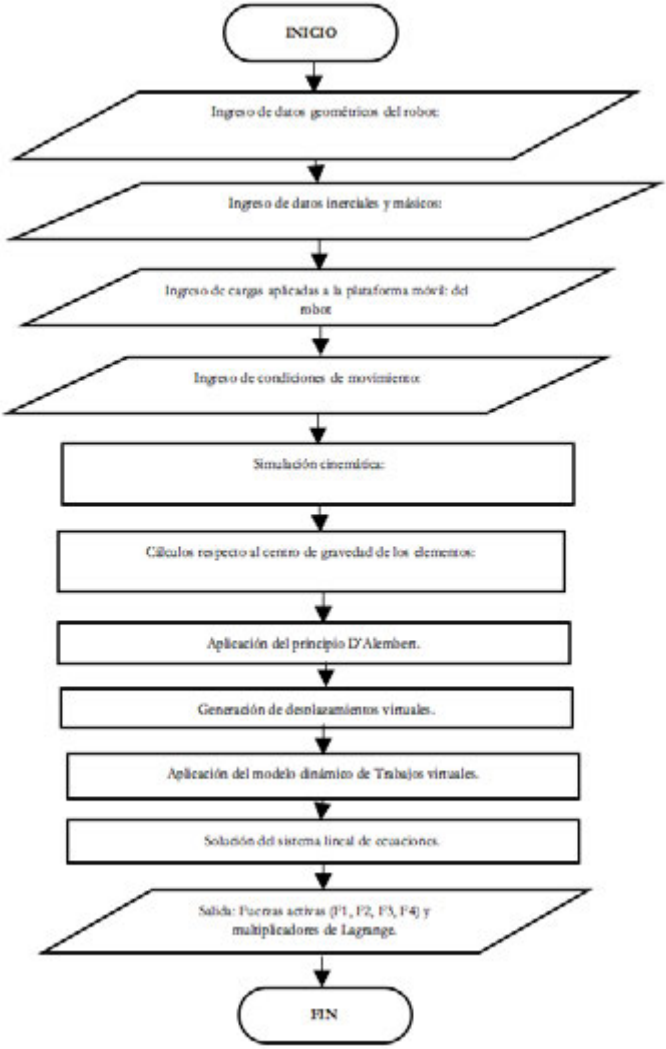
Simulación dinámica aplicando el método de trabajos virtuales

Para simular aplicando el método de trabajos virtuales, se genera un algoritmo con la ayuda de Matlab, el cual sigue el flujograma que se muestra en la figura 11.

Movimientos básicos: traslación en Z

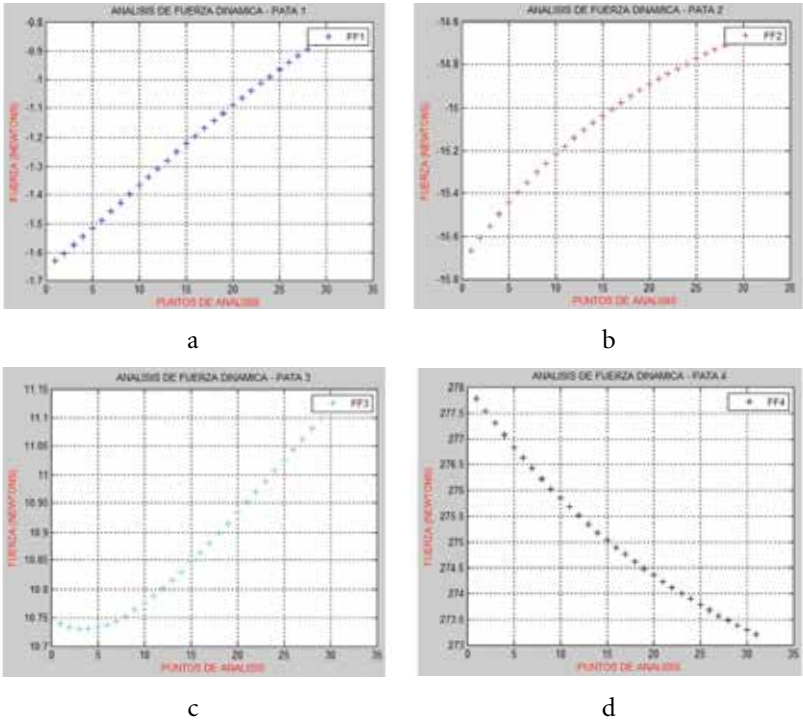
Z se desplaza 0,25 m a partir de la posición inicial de 0,3 m. La figura 12d muestra que la mayor fuerza se genera en el eslabón central del robot.

Figura 11
Flujograma de simulación por trabajos virtuales



Fuente: los autores

Figura 12
Fuerzas resultantes del movimiento traslación en Z (trabajos virtuales)



a b

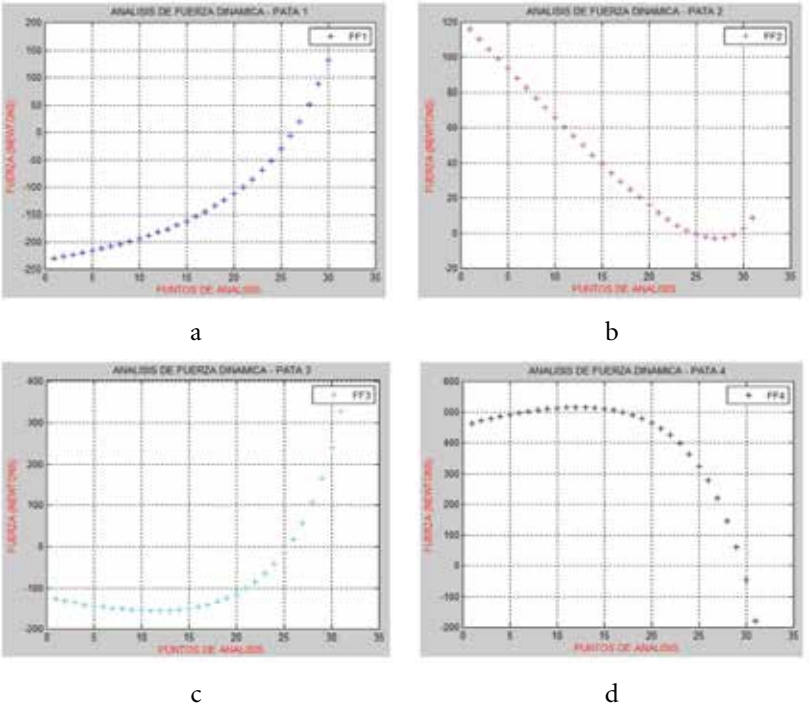
c d

(a) eslabón 1
(b) eslabón 2
(c) eslabón 3
(d) eslabón 4
Fuente: los autores

Movimientos básicos: traslación en X

En X se desplaza de –0,15 m a 0 m. La figura 13d muestra que la mayor fuerza se genera en el eslabón central del robot durante la traslación en X.

Figura 13
Fuerzas resultantes del movimiento traslación en X (trabajos virtuales)



a b

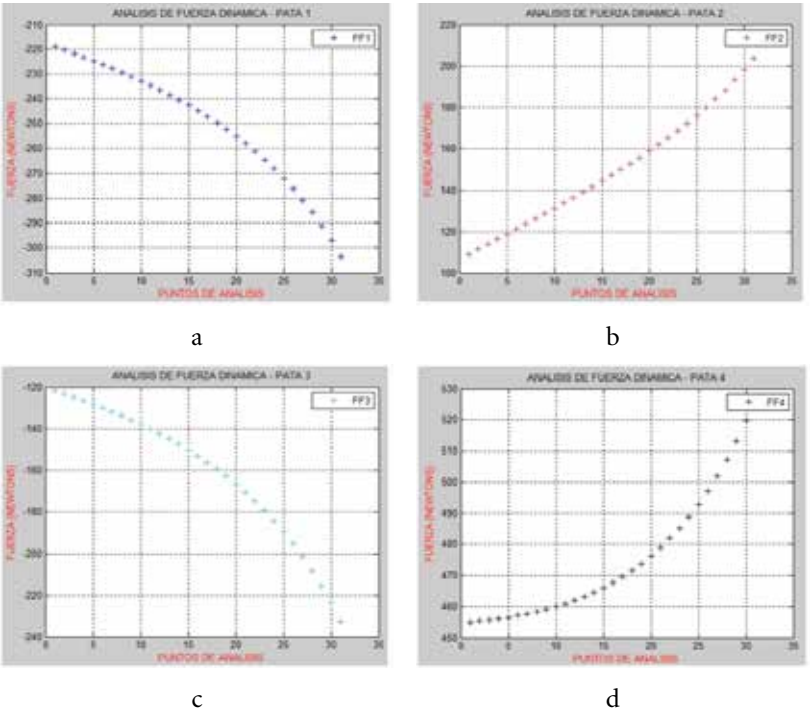
c d

(a) eslabón 1
(b) eslabón 2
(c) eslabón 3
(d) eslabón 4
Fuente: los autores

Movimientos básicos: rotación en Y

La plataforma móvil rota 20º alrededor de Y. La figura 14 muestra los resultados de la simulación, donde los resultados más altos son en el eslabón central.

Figura 14
Fuerzas resultantes del movimiento rotación en Y (trabajos virtuales)



a b

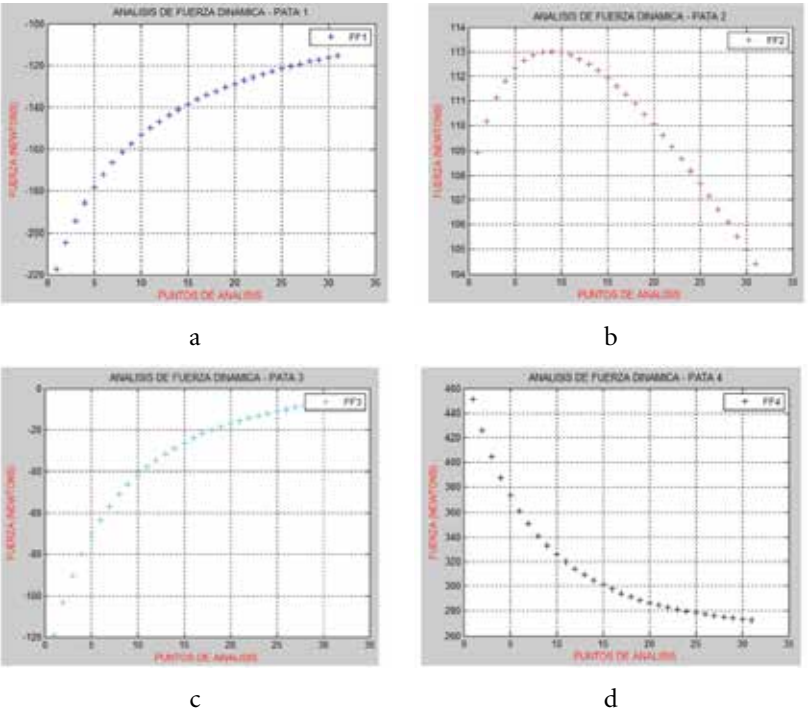
c d

(a) eslabón 1
(b) eslabón 2
(c) eslabón 3
(d) eslabón 4
Fuente: los autores

Movimientos básicos: rotación en Z

La plataforma móvil rotara 20º en Z. La figura 15 muestra los resultados de simulación, donde los resultados más altos son en el eslabón central.

Figura 15
Fuerzas resultantes del movimiento rotación en Z (trabajos virtuales)



a b

c d

(a) eslabón 1
(b) eslabón 2
(c) eslabón 3
(d) eslabón 4
Fuente: los autores

Conclusiones

En el presente trabajo se utilizan coordenadas generalizadas que permiten obtener un cálculo más preciso de las posiciones. Los modelos matemáticos de las posiciones deben ser capaces de generar los mo-

vimientos para la rehabilitación médica de miembros inferiores como rodilla o tobillo, también se puede estudiar la influencia de los modelos matemáticos de las velocidades, aceleraciones y fuerzas.

El análisis cinemático es de utilidad para la generación de modelos dinámicos. En la presente investigación, la obtención del modelo cinemático parte de planteamientos vectoriales en los que se consideran las rotaciones que poseen los sistemas de coordenadas, este análisis permite la obtención de 11 ecuaciones de restricción de posición, las que son no lineales, siendo necesario para su solución la aplicación de métodos numéricos que pueden generar errores, lo que en la simulación con Matlab se ha buscado que sean bajos. El resto de parámetros a calcularse como velocidad, aceleraciones y fuerzas generan ecuaciones lineales, lo que genera errores bajos.

El robot 3UPS+RPU será utilizado para rehabilitación, por tanto, se debe asegurar que el movimiento siga una trayectoria adecuada, donde la velocidad y fuerza no deben ser bruscas, asegurando que el robot no cause lesiones durante la rehabilitación.

El análisis dinámico permite determinar los movimientos más complicados que puede realizar el robot, las mayores fuerzas que se generan en los actuadores se producen en los movimientos de rotación 20º respecto al eje Y, 20º al girar respecto al eje Z.

La modelación dinámica del robot permite determinar las características necesarias para los actuadores. Se puede establecer que los actuadores requeridos para realizar los movimientos básicos del robot deben ser capaces de soportar mínimo 520 N.

El software Matlab permite realizar la simulación del modelo cinemático y dinámico del robot, permitiendo determinar posiciones, velocidades, aceleraciones y fuerzas mediante la aplicación del principio de trabajos virtuales, que es de utilidad para el diseño a resistencia de los elementos mecánicos del robot.

Referencias

Avello, A. (enero, 2014). *Teoría de máquinas*. Navarra, España: Universidad de Navarra.

Barrientos, A., Peñín, L., Balaguer, C. y Aracil, R. (2007). *Fundamentos de robótica*. España: McGraw-Hill.

Benimeli i Andreu, F. X. (2005). *Estimación de parámetros dinámicos en robots manipuladores*. Valencia, España: Universitat Politècnica de València.

Briot, S. y Khalil, W. (marzo, 2015). *Dynamics of Parallel Robots*. Nantes, Francia: Springer International Publishing.

Craig, J. (2005). *Introduction to Robotics Mechanics and Control*. EE. UU.: Pearson Education.

Díaz Rodríguez, M., Carretero, J. A. y Bautista Quintero, R. (18 de enero de 2016). Solving the dynamic equations of a 3-PRS Parallel. *Mechanical Sciences*, 9-17. doi:10.5194/ms-7-9-2016

Marghitu, D. B. (2009). *Mechanisms and Robots Analysis with MATLAB*. EE. UU.: Springer-Verlag.

OPENSURG. (2013). *Robótica médica*. Elche: CYTED.

Urquieta, L. (2 de mayo de 2012). *Robótica quirúrgica*. Recuperado de https://es.slideshare.net/LuiiszUrQiietaa/robtica-quirrgica-12779139

Vukobratovie, M. y Stokie, D. (1982). *Control of Manipulation Robots*. New York, EE. UU.: Springer-Verlag Jerlin Heidelberg.

Good Glove: herramienta de estimulación y rehabilitación para niños y adultos con espasticidad muscular focal

Juan M. Bolaños Naranjo[1]
Jorge D. Gómez Masapanta[2]
Zuleth P. Vallejo Rodríguez[3]
y Daniel A. Zurita Trujillo[4]

Resumen

En este artículo se presenta el desarrollo y análisis del trabajo conjunto de un guante inteligente y un sistema de movimiento para las extremidades superiores orientado al tratamiento de personas con espasticidad focal. Las personas que padecen esta enfermedad poseen limitaciones de movimiento y precisión en sus extremidades. Por lo general la espasticidad o factores que la provocan son tratados como un tipo de discapacidad intelectual pero no física, esto principalmente por la falta de herramientas que faciliten el aprendizaje de las personas con esta patología. El dispositivo de rehabilitación desarrollado que se describe en este artículo busca que la espasticidad no esté asociada con problemas de aprendizaje y desarrollo intelectual, el objetivo fundamental es proveer una herramienta tecnológica que facilite la generación de movimiento y consecuentemente el desarrollo intelectual. De ello nace Good Glove.

Introducción

La espasticidad se refiere a músculos tensos y rígidos, también se puede llamar tensión inusual o aumento del tono muscular. La afección

1 Universidad de las Fuerzas Armadas, DECEM, ingeniero en Mecatrónica, Quito, Ecuador (manejhon@hotmail.com).

2 Universidad de las Fuerzas Armadas, DECEM, ingeniero en Mecatrónica, Quito, Ecuador (jorged9394@hotmail.com).

3 Universidad de las Fuerzas Armadas, DECEM, ingeniero en Mecatrónica, Quito, Ecuador (zulethvallejo@hotmail.com).

4 Universidad de las Fuerzas Armadas, DECEM, ingeniero en Mecatrónica, Quito, Ecuador (daniel.zuritat@gmail.com).

puede interferir con la actividad de caminar, el movimiento o el habla. La espasticidad grave y prolongada puede conducir a la contractura de los músculos, lo cual puede reducir el rango de movimiento o dejar las articulaciones flexionadas (Adam, 2017). Los niños con espasticidad focal o total son personas comunes y corrientes, su déficit intelectual no está relacionado directamente con su enfermedad, sin embargo, es casi imposible que un niño espástico pueda llegar a ser un ente productivo de la sociedad o sea incluido en ella de manera normal.

Una herramienta de estimulación y rehabilitación permite a niños y adultos con espasticidad focal mejorar la precisión al sujetar objetos y acoplarlos a un módulo no farmacológico diseñado para terapias que sean amigables, considerado que los tratamientos no deben ser prolongados ya que los niños, a medida que crecen, no pueden adaptarse al mismo aparato de rehabilitación.

Good Glove es un equipo electromecánico, enfocado para personas con espasticidad focal, el cual mediante movimientos repetitivos y suaves logra mejorar la movilidad de las extremidades superiores y la manipulación precisa de objetos por parte de personas que sufren esta enfermedad. Good Glove fue puesto a prueba durante un periodo de cuatro semanas en una fundación dedicada a personas que poseen diversas enfermedades crónicas como síndrome de Down, espasticidad focal, derrame cerebral, entre otras. La fundación se encuentra ubicada en Sangolquí, Ecuador, y brinda ayuda o tratamiento a 12 personas con espasticidad focal de extremidad superior de entre 7 y 53 años de edad.

Los requerimientos del proyecto fueron:

- Diseño ergonómico (casi como un guante de lana, que no tenga un diseño metálico).
- Tela apropiada para la piel (que no lastime al paciente).
- Regulación de tensión (no todos los pacientes ejercen la misma fuerza de contracción).
- Movimientos vibratorios (para rehabilitación de muñeca).

- Movimientos repetitivos de tensión y contracción en los dedos (rehabilitación).
- Movimientos lentos (para evitar un efecto negativo en la parte emocional del paciente).
- Sistema fácil para detener la rehabilitación.
- Los objetivos del proyecto fueron los siguientes:
- Identificar un área que requiera apoyo de una herramienta terapéutica.
- Dar una mejor solución a las terapias comúnmente utilizadas en la fisioterapia.
- Desarrollar una herramienta que estimule y mejore el bienestar físico, emocional y social de los pacientes.
- Ayudar de manera continua y creciente a las personas, permitiendo una mejora significativa en la precisión de sus movimientos.

Desarrollo del proyecto

El prototipo fue desarrollado con la ayuda de la Fundación Virgen de la Merced, dicha fundación es especialista en la realización de tratamientos para personas con espasticidad, el área que más requiere el apoyo de una herramienta terapéutica tecnológica es la de pacientes con espasticidad. Tomando en cuenta este antecedente se satisfizo los diferentes requerimientos mencionados de la siguiente manera:

- Las terapias normalmente requieren de la presencia de un especialista que ayude a la colocación del equipo a las personas, por lo que se desarrolló un sistema de uso sencillo con velcro para su fácil colocación.
- El diseño ergonómico y la tela apropiada para la sensibilidad de la piel, se eligieron mediante indicadores de satisfacción realizados a algunos pacientes, es decir, el diseño y la tela se decidieron mediante la aceptación y conformidad de los pacientes al momento de realizar terapias con varios prototipos.

- La regulación de tensión para el guante fue analizada mediante pruebas con diferentes tamaños de tensores en diferentes pacientes, dicho sistema fue adecuado para que el diseño fuera útil para pacientes con distinto grado de espasticidad focal superior.
- Los movimientos vibratorios se implementaron mediante el uso de motores vibratorios en partes estratégicas del guante que se analizaron mediante la ayuda de especialistas en fisioterapia, los motores poseen un tamaño adecuado para no incomodar al paciente.
- El sistema de movimientos repetitivos fue replicado por la ayuda de los especialistas, es decir, el movimiento de repetición manual fue replicado en un algoritmo de programación para que sea realizado de manera autónoma.

Good Glove cuenta con dos dispositivos separados (figura 1), dichos dispositivos se muestran como un guante y un soporte externo, el cual realiza las secuencias de rehabilitación que ayudan al mejoramiento de posición y al relajamiento de músculos durante las fisioterapias. Mediante movimientos secuenciales las personas sentirán la relajación de sus músculos, los estímulos importantes son vibraciones que al cabo de muchas repeticiones puedan convertirse en una mejora significativa en su movilidad.

Considerando que Good Glove requiere la aplicación directa y la manipulación de fuerzas externas, es importante comprender los principios mecánicos básicos para aplicarlos en su diseño y elaboración.

- Incremento del área de aplicación de la fuerza para dispersar la presión. La presión es igual a la cantidad de fuerza dividida por el área de aplicación de la fuerza.
- La presión y la fricción pueden reducirse incrementando el área de superficie del equipo y asegurando su solución de continuidad sobre el miembro.
- Incremento de ventaja mecánica para reducir la presión y el confort.

Figura 1
Equipo de rehabilitación Good Glove para personas con espasticidad

Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Figura 2
Proceso de realización de Good Glove

Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Secuencias repetitivas de masajes al antebrazo

Ayudan a estimular el músculo del antebrazo previo a la realización de los ejercicios de precisión. Este equipo realiza vibraciones consecutivas controladas desde un bucle de programación que provocan confort y ayudan al movimiento de la extremidad de personas con espasticidad focal en su brazo y mano. El proceso de elaboración de estas secuencias se observa en la figura 2. El movimiento mecánico del dispositivo de rehabilitación se realizó a base de tensiómetros y como elementos de tensión se utilizaron elásticos, los cuales se observan en la figura 3.

Figura 3
Funcionamiento interno de secuencias Good Glove

Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Soporte móvil para levantar el hombro

Las personas que presentan espasticidad focal en su brazo y su mano presentan dificultad al levantar el hombro para la realización de ejercicios, por el motivo expuesto se les dificulta movilizar cosas y sostenerlas con rigidez. El dispositivo brinda estabilidad al movimiento del

brazo y corrige la posición del mismo durante el ejercicio de precisión o sujeción de objetos que se realice a los pacientes, ya que busca ayudar en el posicionamiento correcto de la extremidad (figura 4).

Figura 4
Soporte móvil para levantar el hombro

Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Guante con tensores

Es un accesorio adicional que ayuda a mantener la mano en una posición inicial, mediante elásticos que tensan la mano, lo que permitirá sujetar y transportar objetos con seguridad y precisión (figura 5). Los pacientes con espasticidad focal poseen problemas al momento de abrir su mano una vez que la cierran, es decir, no puede regresar su mano a una posición inicial, de lo cual se deriva su problema de no poder sujetar objetos.

Figura 5
Guante con tensores del equipo de rehabilitación Good Glove

Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Sistema de levantamiento de muñeca

Las personas que padecen espasticidad tienden a tener la muñeca cerrada y es muy difícil que alguien logre incluso con ayuda externa abrirla mientras se realizan ejercicios de precisión y movimiento. Este accesorio realizará movimientos en conjunto con los masajes, esto con el fin de levantar la muñeca de los pacientes mediante un sistema de servomotor que realizará una secuencia de levantamiento como tensión de la muñeca y relajación de la misma en lapsos de tiempo determinados.

Resultados

Secuencias repetitivas de masajes al antebrazo

Durante el periodo de evaluación se logró mejorar la tensión que existe en el músculo del antebrazo, previo a la realización de alguna acti-

vidad con la extremidad superior, logrando un mejor desenvolvimiento en la ejecución de ejercicios o movimientos rutinarios. Se muestran las tendencias alcanzadas por los usuarios en cada una de las actividades.

Para el análisis de resultados del dispositivo de rehabilitación se tomó una muestra de 12 personas con espasticidad muscular focal, entre ellos 6 niños de 9 a 12 años y 6 adultos de 45 a 60 años, los cuales reaccionaron de diferente forma a varios estímulos, como se muestra a continuación:

- No experimentar dolor en el antebrazo al realizar una actividad. Posterior al experimento se determinó que 7 sujetos, 3 niños y 4 adultos lograron sentir una disminución del dolor en el antebrazo al intentar realizar una actividad con la extremidad o realizar ejercicios de rehabilitación, cifra que corresponde al 58,33% de la muestra. El 41,66% restante experimentó dolor o alguna molestia al realizar una actividad debido a la mala utilización del equipo o falta de predisposición al realizar las pruebas, cabe recalcar que de este 41,66% el 25% eran adultos.
- Reducir depresión y ansiedad. De un total de 12 personas analizadas, 10 consiguieron reducir la depresión y la ansiedad que causa realizar los ejercicios para personas con espasticidad, la cifra corresponde al 83,33% de la muestra. El 16,66% restante no lo sintió así debido a que se encontraban afectados por otros motivos ajenos a las terapias realizadas.

Soporte móvil para levantar el hombro

Es una parte del sistema que proporciona a los pacientes el mejor posicionamiento de su extremidad superior y posterior movimiento de objetos con mayor precisión, en este campo hemos realizado pruebas de cuántos objetos pueden mover sin dificultad los pacientes mediante el uso del sistema.

1. Movimiento de objetos grandes. Para el movimiento de objetos grandes de un lado hacia otro con la ayuda del soporte se ha realizado la siguiente tabla por etapas:

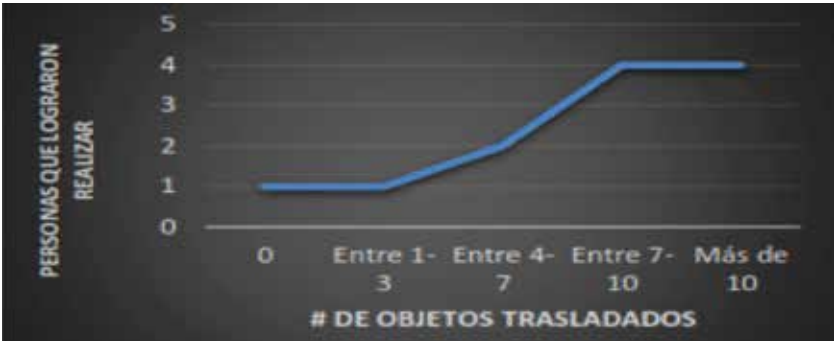
Tabla 1
Etapas de movimiento de objetos grandes

Etapa	Nº de objetos grandes movidos de lugar	Personas que lograron realizar
0	0	1
1	Entre 1-3	1
2	Entre 4-7	2
3	Entre 7-10	4
4	Más de 10	4

Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Para el movimiento de objetos grandes y el levantamiento del hombro, se lograron obtener los siguientes resultados por etapas: de 12 personas analizadas 4 lograron mover al menos 11 objetos, es decir, el 33,33%; 4 personas lograron mover de 7 a 10 objetos, es decir, el 33,33% del total; 2 personas lograron mover entre 4 y 7 objetos, es decir, el 16,66%; una persona logró mover de 1 a 3 objetos; y una persona no logró mover objetos, esto debido al tamaño de su extremidad (figura 6).

Figura 6
Movimiento de objetos grandes



Fuente: Equipo Good Glove, 2015

2. Movimiento de objetos pequeños. Al igual que para el análisis de movimiento de objetos grandes, hemos obtenido los siguientes resultados:

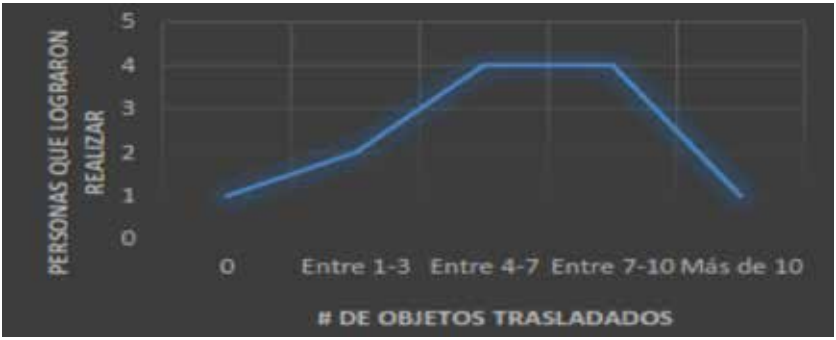
Tabla 2
Etapas de movimiento de objetos pequeños

Etapa	Nº de objetos pequeños movidos de lugar	Personas que lograron realizar
0	0	1
1	Entre 1-3	2
2	Entre 4-7	4
3	Entre 7-10	4
4	Más de 10	1

Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Para el movimiento de objetos pequeños y levantamiento de hombro, se lograron obtener los siguientes resultados por etapas: de 12 personas analizadas 1 logró mover al menos 11 objetos pequeños, es decir, el 8,33%; 4 personas lograron mover de 7 a 10 objetos, es decir, el 33,33% del total; 4 personas lograron mover entre 4 y 7 objetos, es decir, el 33,33%; dos personas lograron mover de 1 a 3 objetos, es decir, un 16,66%; y una persona no logró mover objetos debido al tamaño de su extremidad (figura 7).

Figura 7
Movimiento objetos pequeños



Fuente: Equipo Good Glove, 2015

3. Movimiento de objetos medianos. Para este análisis se realizaron pruebas previas a la utilización del soporte móvil y se realizó también uno posterior al movimiento, obteniendo los siguientes resultados:

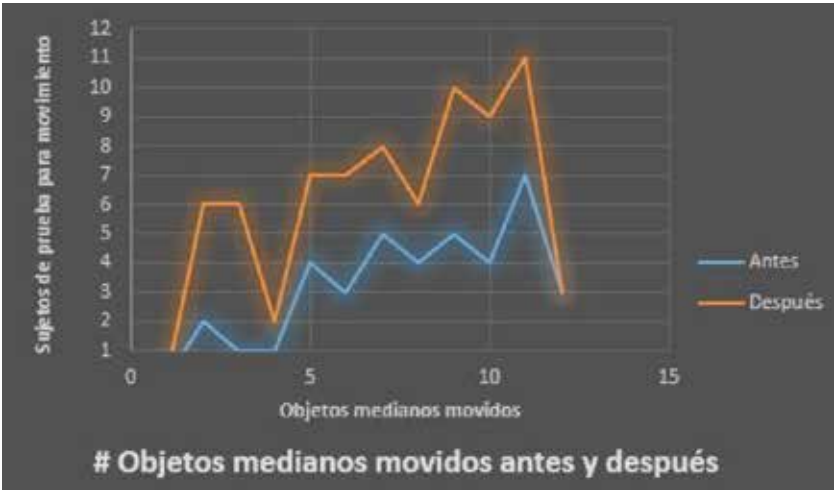
Tabla 3
Movimiento de objetos medianos antes y después del uso del soporte

Sujeto	Objetos medianos movidos previo al uso del sistema	Objetos medianos movidos con el uso del sistema
1	0	0
2	2	6
3	1	6
4	1	2
5	4	7
6	3	7
7	5	8
8	4	6
9	5	10
10	4	9
11	7	11
12	3	3

Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Como se observa en la tabla 3, el movimiento de objetos medianos se analizó individualmente por sujetos de prueba. Como se puede observar, los datos obtenidos presentan una información positiva de aumento en movimiento de objetos medianos por cada sujeto, es así que podemos decir que ningún sujeto disminuyó el movimiento de objetos medianos, es decir, se mantuvo o aumentó en los mejores casos.

Figura 8
Movimiento objetos medianos antes
y después del uso del equipo



Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Para el movimiento de objetos medianos se puede mencionar que de 12 sujetos de prueba, 10 mejoraron su número máximo de objetos movidos de un lugar a otro, bajo este preámbulo podemos mencionar que un 83,33% de los sujetos de prueba mejoraron considerablemente el movimiento de objetos medianos. Así como se observa en la figura 8, todos los sujetos de prueba superaron el doble de objetos medianos movilizados antes y después del uso del prototipo.

Guante con tensores y levantamiento de muñeca

El uso de guantes tensores permite a los pacientes una mejor precisión para poder abrir y cerrar su mano en un instante determinado. Para el análisis de este punto se realizó una prueba que consistía en lograr colocar un objeto en un cesto con dimensiones limitadas. Como se mencionó antes, esta prueba consistía en determinar cuántos aciertos

poseen los pacientes en abrir y cerrar su mano de manera que puedan depositar cualquier objeto en un lugar determinado. Los resultados arrojados se muestran a continuación:

Tabla 4
Aciertos previos al uso del sistema

Etapa	Nº de objetos acertados previo al uso del sistema	Personas que lograron realizar
0	0	5
1	Entre 1-3	3
2	Entre 4-7	3
3	Entre 7-10	1
4	Más de 10	0

Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Figura 9
Objetos correctamente colocados en un lugar determinado previo al uso del sistema

Fuente: Equipo Good Glove, 2015

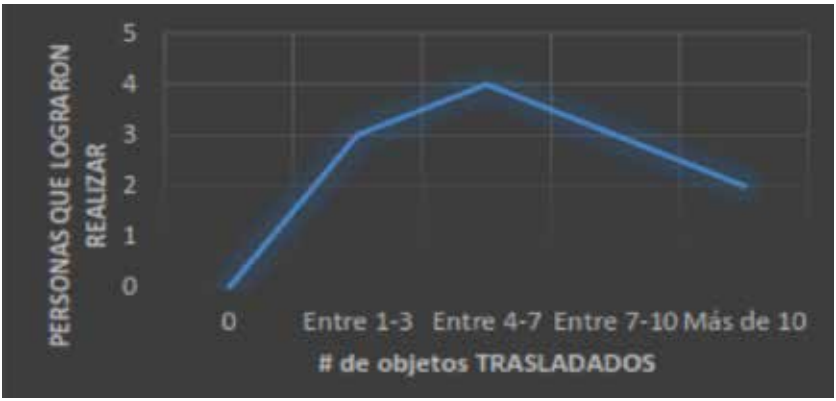
La siguiente tabla revela los aciertos con el uso del sistema:

Tabla 5
Aciertos con el uso del sistema

Etapa	Nº de objetos acertados con el uso del sistema	Personas que lograron realizar
0	0	0
1	Entre 1-3	3
2	Entre 4-7	4
3	Entre 7-10	3
4	Más de 10	2

Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Figura 10
Objetos correctamente colocados
en un lugar determinado con el uso del sistema



Fuente: Equipo Good Glove, 2015

Como se muestra en los análisis de las figuras 9 y 10, podemos determinar una mejora considerable del 66,66% al colocar objetos en un lugar determinado. Los sujetos realizaron la prueba antes y después de usar el prototipo Good Glove, por lo que se concluye que el prototipo funcionó de la manera deseada, mejorando la motricidad gruesa de los sujetos.

La evolución en todos los datos analizados muestra un balance positivo para el sistema, el funcionamiento efectivo del prototipo supera el 50% en la mayoría de los apartados. Los primordiales, donde se analiza la conformidad y comodidad de los pacientes con el prototipo, muestran un resultado positivo mayor al 80%, por lo que podemos confirmar la efectividad del prototipo cumpliendo así los principales objetivos trazados.

Conclusiones

- La precisión mejoró al sujetar objetos mediante el guante Good Glove con tensores que brindan comodidad y seguridad al paciente. Esto se llevó acabo con varios ejercicios realizados y con el estiramiento previo de las extremidades.
- A través del sistema de rehabilitación Good Glove se logró dar una mejor solución a las terapias comúnmente utilizadas en personas espásticas. Un 85% de los pacientes aceptaron esta nueva forma de rehabilitación, tomando en cuenta que no existe una oferta de un dispositivo similar al presentado, lo que convierte al proyecto en un avance significativo para la sociedad.
- El tratamiento para la espasticidad en niños, especialmente, debe ser individualizado y realista, con unos objetivos consensuados entre el paciente o cuidador y el equipo médico.
- Resulta importante el tratamiento con Good Glove previo, para evitar o reducir —en la medida de lo posible— las graves complicaciones de la espasticidad. El proyecto ayuda de manera continua y creciente a las personas, permitiendo una mejora significativa en la precisión de sus movimientos.
- Good Glove ha reducido la ansiedad y depresión de personas que se van a realizar el tratamiento o rehabilitación.
- Se deben realizar un mínimo de pruebas adicionales para verificar si el equipo cumple su cometido primordial, que es mejorar

la movilidad y posicionamiento en el agarre de objetos para personas con espasticidad.

- Es recomendable agregar un 50% más de movimientos secuenciales para poder optimizar los resultados del movimiento y agarre de objetos de personas que padecen de espasticidad.

Referencias

Adam. (23 de Febrero de 2017). *Adam: A business unit of Onix*. Recuperado el 2017 de 12 de 21, de http://printer-friendly.adam.com/content.aspx?productId=118&pid=5&gid=003297&c_custid=802

Castellanos, F. (28 de mayo de 2015). *Compte.cat*. Recuperado de http://www.compte.cat/esclerosi/Espasticidad.html

Equipo Good Glove. (2015). *Elaboración de un sistema de rehabilitación para personas con espasticidad focal*. Sangolquí, Ecuador: UFA-ESPE.

Ferular. (28 de octubre de 2013). *Férulas y órtesis*. Recuperado de http://www.ferular.com.ar/Ferulas%20ok.htm

Lagoa, M. (15 de mayo de 2012). *I Congreso Nacional de la Sociedad Española de Neurorrehabilitación*. Recuperado de http://www.terapia-ocupacional.com/articulos/rehab_ni%F1ospc.shtml

Mariñas, M. (3 de julio de 2011). *Fisiomonica-ms*. Recuperado de http://fisiomonica-ms.blogspot.com/2011/07/valoracion-de-la-espasticidad.html

Martínez, A. (21 de abril de 2011). *Espasticidad*. Recuperado de http://www.svmefr.com/reuniones/xv/trabajos/espasticidad.pdf

Medline. (2 de abril de 2015). *Clinical perceptions, neurological realities and meaningful measurement*. Recuperado de https://www.nlm.nih.gov/medlineplus/spanish/ency/article/003297.htm

Medtronic. (22 de septiembre de 2010). *Medtronic*. Recuperado de http://www.medtronic.es/su- salud/paralisis-cerebral/tratamiento/index.htm

Spasticity, P. A. (9 de julio de 2005). *Clinical perceptions, neurological realities, and meaningful measurement*. Recuperado de http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/09638280400014576

Virgen de la Merced. (2017). *Servivios: Centro Medico FUVIME*. Recuperado de http://www.virgendelamerced.org/index.php/nuestros-servicios/instituto

Diagnóstico biomecánico de la energía producida por el movimiento del cuerpo en el pedaleo elíptico

Fabio Eduardo Obando Herrera[1]
Andrés Ordoñez[2]
Jesús Paida[3]
y Germán Erazo[4]

Resumen

El presente artículo muestra el diagnóstico biomecánico de la energía producida por el movimiento del cuerpo humano en el pedaleo elíptico y su transformación en energía eléctrica. Inicialmente se realizó un estudio antropométrico con 120 personas, 60 hombres con una edad de 30 ± 6,61 años y 60 mujeres con una edad de 30 ± 6,23 años —usuarios de dos gimnasios de la ciudad de Quito que tienen en sus instalaciones bicicletas elípticas, usadas para rutinas de ejercicios—, con la finalidad de seleccionar la muestra aprovechable para la investigación. Mediante el estudio biomecánico del movimiento de miembros inferiores, simulando a estos como un mecanismo de 4 barras (manivela-balancín), se obtuvieron las ecuaciones de energía cinética del sistema. Se rediseñó también el sistema de transmisión piñón-cadena de una bicicleta elíptica, el mismo que transmite el movimiento de miembros inferiores a un generador, del que se obtiene la energía eléctrica necesaria para poner a prueba un sistema de carga para dispositivos móviles de bajo voltaje, produciendo una carga máxima en el menor tiempo posible. Además, se implementó un sistema de almacenamiento de energía mediante un banco de baterías. Con el uso de LabView, se obtuvieron gráficas voltaje-tiempo, intensidad de corriente-tiempo, potencia-tiempo, a tiempo real en el circuito, los mismos que, vía USB, se almacenan en una base de datos para su posterior análisis.

1 Magister en Gestión de Energías, magister en Educación, ingeniero Mecánico, candidato a doctor en Ingeniería Industrial por la UNMSM de Lima, Perú, docente de la Carrera de Ingeniería Mecánica de la Universidad Politécnica Salesiana de Quito, Ecuador (fobando@ups.edu.ec).

2 Ingeniero mecánico de la Universidad Politécnica Salesiana de Quito, Ecuador.

3 Ingeniero mecánico de la Universidad Politécnica Salesiana de Quito, Ecuador.

4 Magister en Gestión de Energías, ingeniero Automotriz e Industrial, docente de la Universidad de las Fuerzas Armadas (ESPE-L), Carrera de Ingeniería Automotriz.

Introducción

El uso de la energía eléctrica en el desarrollo de la sociedad tiene una gran importancia, la misma hace posible mejorar las condiciones de vida del hombre y, según Macías (2004), la misma que se puede obtener por muchos métodos.

El principio de conservación de la energía indica que la energía no se crea ni se destruye, solo se transforma de una forma en otra. Un nuevo tipo de fuente de energía, que si bien se utiliza en nuestro medio, no se ha estudiado a profundidad sobre su obtención, transformación y aplicación, esta fuente es el cuerpo humano.

Se ve la necesidad de buscar nuevas fuentes de energía, contando con lo que Dejuana (2008) manifiesta: "La energía se produce en diferentes fuentes y que es almacenada de distintas formas".

Los seres humanos al consumir alimentos, mediante procesos electroquímicos, generamos energía que alimenta a todos los componentes de nuestro cuerpo, pero no toda la energía generada al consumir alimentos se utiliza para el movimiento del cuerpo y de ahí nace la inquietud.

Quijano (2010) manifiesta que "la fuerza mecánica de los humanos nace de la aportación energética de los alimentos que dan movimiento a la musculatura e intervienen en el buen funcionamiento metabólico que nos permite la vida". ¿Se podrá transformar la energía humana en energía útil?

Por su parte, Benítez (*et al.*, 2013) también explica que "la generación de energía mediante el ejercicio aprovechando los recursos disponibles del escenario: los centros de acondicionamiento físico (gimnasios), mediante la energía cinética que es suministrada a las máquinas por los usuarios, es una idea que ya se ha implementado a pequeña escala".

Al observar personas ejercitándose nos viene la siguiente inquietud: ¿hacia dónde va la energía producida cuando realizamos ejercicio físico? La respuesta de esto es simple, esa energía no se aprovecha.

Población y muestra

El presente estudio se realizó con los usuarios de dos gimnasios de la ciudad de Quito, que tienen en sus instalaciones bicicletas elípticas, usadas para rutinas de ejercicios. La población total es de 120 personas 60 hombres con una edad de 30 ± 6,61 años y 60 mujeres con una edad de 30 ± 6,23 años, con quienes se tuvo el acuerdo previo de colaborar en lo referente a responder las encuestas y toma de medidas antropométricas. Para el cálculo de la muestra se optó por seleccionar a individuos que no presenten peso bajo ni obesidad (en cualquier grado), por lo que mediante el índice de masa corporal IMC, se llegó a una muestra de 113 individuos.

Mediciones y cálculos

Se arranca con un estudio antropométrico básico. Según Suaverza y Haua (2009): "La antropometría, definida como la técnica que se ocupa de medir las dimensiones físicas y la composición corporal del individuo, utiliza una serie de mediciones perfectamente delimitadas que permiten evaluar al individuo y establecer correlaciones con la satisfacción d sus requerimientos nutrimentales". La muestra, tomada en la fase de ejercicio, se detalla a continuación:

- Mujeres: edad (años) 30 ± 6,2; estatura (m) 1,58 ± 0,07; peso (kg) 59,8 ± 7,2; largo glúteo-rodilla (cm) 46,63 ± 2,31; largo rodilla-pie (cm) 41,57 ± 1,86; largo pierna (cm) 88,11 ± 4,11.
- Hombres: edad (años) 30 ± 6,6; estatura (m) 1,72 ± 0,04; peso (kg) 76 ± 6,7; largo glúteo-rodilla (cm) 51,95 ± 2,14; largo rodilla-pie (cm) 50,04 ± 1,83; largo pierna (cm) 101,88 ± 3,92.

Se calculó el índice de masa corporal que la OMS (2015) define como: "El índice de masa corporal (IMC) es un indicador simple de la relación entre el peso y la talla que se utiliza frecuentemente para identificar el sobrepeso y la obesidad en los adultos. Se calcula dividiendo el peso de una persona en kilos por el cuadrado de su talla en metros (kg/m^2)".

Por lo que se procedió a categorizar en: peso bajo (3,3 % mujeres, 0% hombres), peso normal (63,3% mujeres, 46,7% hombres), sobre peso (33,3% mujeres, 45% hombres), obesidad grado 1 (0% mujeres, 5% hombres).

De lo anterior, no se tomó en cuenta para la presente investigación a personas con obesidad leve, ya que en los mencionados individuos existe un posible riesgo de patologías graves como la diabetes o enfermedades cardiovasculares (Bastos *et al.*, 2005), y tampoco a los individuos con peso bajo ya que significa un estado de desnutrición y no tienen la energía necesaria (Berry, 2013):

Utilizando la fórmula de Harris-Benedict (1) expuesta por Suverza y Haua (2010), se calculó el gasto energético total, con las siguientes condiciones:

$$GER(kcal) = 655{,}1 + [9{,}533 \times peso\ (kg)] + [1{,}85 \times talla(cm)] - [4{,}676 \times edad\ (años)] \quad (1)$$

Actividad Física (FAO/OMS): $GER \times 1{,}7$ (2)

Efecto termogénico: $ETA = 0{,}1\ GER$ (3)

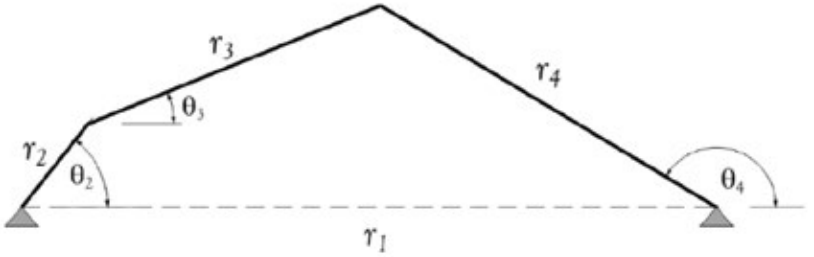
Así se obtuvo para mujeres 2199,83 ± 134,92 kcal y para hombres 2799, 56 ± 152,01. Aplicando la fórmula planteada por Izquierdo (2008), se calculó la energía consumida, tanto para hombres como para mujeres, para una rutina de pedaleo de 1 800 segundos (30 minutos), con una tasa metabólica de 2,4 (W/kg) sugerida (Izquierdo, 2008), se obtuvo para mujeres 61,65± 7,22 kcal y para hombres 77,29± 5,62.

Cálculo del mecanismo

Shigley y Uicker (2001) toman la definición de Reuleaux (1876), quien define "mecanismo" como una "combinación de cuerpos resistentes conectados por medio de articulaciones móviles para formar una cadena cinemática cerrada con un eslabón fijo, y cuyo propósito es transformar el movimiento".

En la figura 1se presenta la simulación de la pierna incluido el pedal, el mismo que describirá el movimiento de miembros inferiores en el pedaleo elíptico, usando las mediciones antropométricas.

Figura 1
Esquema del mecanismo: muslo-pantorrilla-pedal



Fuente: los autores

Donde:

r1 = longitud cadera-eje de giro pedal
r2 = radio del pedal
r3 = longitud rodilla-píe
r4 = longitud cadera-rodilla

Para el análisis, como lo que exponen Cardona y Clos (2001), consideramos al sistema como una cadena cinemática cerrada y los miembros del mismo son sólidos y rígidos, es decir, no se deforman durante el análisis y en las juntas se consideran pares cinemáticos de revolución.

Utilizando la notación compleja, se plantean las ecuaciones de cierre para el sistema:

$$r_2 e^{i\theta 2} + r_3 e^{i\theta 3} = r_4 e^{i\theta 4} + r_1 \quad (4)$$

$$r_2 e^{i\theta 2} + r_3 e^{i\theta 3} - r_4 e^{i\theta 4} - r_1 = 0 \quad (5)$$

Se toma como ángulo de entrada a θ_2, con un rango de variación [0; 360°], teniendo como incógnitas θ_3 y θ_4

Para determinar los valores que cierran el mecanismo, se encontró $\theta_3 = 26{,}7 \pm 16{,}5^o$ y $\theta_4 = 153{,}6 \pm 17{,}8$ para mujeres, $\theta_3 = 23{,}7 \pm 16{,}8^o$ y $\theta_4 = 154{,}7 \pm 17{,}1$ para hombres; y de forma gráfica (AutoCAD V15) y con estos ángulos se comprueba la veracidad de la ecuación de cierre.

Cálculo de momentos de inercia de extremidades inferiores

Al mecanismo planteado anteriormente lo consideramos como un cuerpo que no se traslada, sino que sus componentes rotan, es decir, es considerado un sistema que posee solamente energía cinética rotacional. Según (Hibbeler, 2015), debido a que la energía es una cantidad escalar, la energía cinética total para un sistema de cuerpos rígidos conectados es la suma de las energías cinéticas de todas sus partes móviles.

$$E_{C\text{-}R} = \frac{1}{2} I_G \omega^2 \tag{3}$$

Donde:

$E_{C\text{-}R}$ = Energía cinética rotacional (J)
I_G = Momento de inercia (m^4)
ω = Velocidad angular (rad/s)

Para el cálculo del momento de inercia usamos las mediciones de los perímetros de muslos y pantorrillas. Con los que se modeló en Autodesk Inventor V15 troncos de cono y se obtuvo las magnitudes de los momentos de inercia:

- Mujeres: $I_{G-muslo} = 0{,}0458$ kg.m^2; $I_{G-pantorrilla} = 0{,}0069$ kg.m^2
- Hombres: $I_{G-muslo} = 0{,}0337$ kg.m^2; $I_{G-pantorrilla} = 0{,}0049$ kg.m^2

Con esos resultados y usando la ecuación de la energía cinética rotacional, mediante una tabla Excel, se calculó la energía cinética para cada posición angular medida y se obtuvo la energía cinética total del sistema, con la sumatoria de todas las energías en cada posición (Hibbeler, 2015).

Por medios audiovisuales se midió una velocidad angular media del pedal de 5,55 rad/s. Con lo que se obtuvo una energía total del sistema de 14,16 kcal (mujeres) y 12,89 kcal (hombres).

Los resultados de energía total se comparan con la energía consumida, correspondiendo al 23% (mujeres) y 16,7% (hombres) de la energía media consumida. Como lo manifestó Mondelo (*et al.*, 1994), no toda la energía humana puede ser utilizada. La eficiencia mecánica del cuerpo humano no rebasa en el mejor de los casos en ejercicios muy dinámicos el 20% (según algunos autores, pudiera llegarse hasta el 25%-30%), el resto se pierde en forma de calor.

Respecto a la energía total del sistema, se tiene que se produce 0,09 kW/h (mujeres) y 0,085 kW/h (hombres).

Diseño mecánico y eléctrico

El punto de partida para el diseño fue medir la velocidad angular de entrada, la misma que se midió en una muestra conformada por 113 personas dividiéndolas en hombres (55) y mujeres (58), en diferentes rutinas de ejercicio. La medición se la realizó tomando un periodo de tiempo de un minuto, en el que la velocidad se mantenía relativamente estable. Se tomó datos de velocidades altas (máxima medida de velocidad en el intervalo de análisis) y velocidades bajas (mínima medida de velocidad en el intervalo de análisis), obteniendo una velocidad media de 52,9 ± 0,31 rpm (hombres) y 48 ± 1,3 (mujeres). Por lo que el sistema se diseña para una velocidad media de 53 rpm.

Cálculo de la potencia de diseño

La potencia media generada dependerá del par aplicado en el pedaleo, para ello se empleó el peso medio de los usuarios más pesados (hombres: 87 kg = 852,6 N), dividido entre 2 ya que al pedalear el peso se distribuye en las dos piernas. Para determinar la potencia se obtendrá

el torque generado, utilizando un brazo de torque de 150 mm (brazo del pedal). Utilizando la ecuación de torque y la potencia mecánica, planteada por Hibbeler (2015), se obtiene:

$$T = 64\ N.m;\ \mathrm{P} = 355\ \mathrm{W}$$

Figura 2
Modelo 3D: alternativa de diseño seleccionada

Fuente: los autores

Rediseño del sistema de transmisión de la máquina elíptica

Para conocer el número de dientes del piñón conductor se deben determinar las revoluciones que el generador necesita. De acuerdo a datos de placa del generador, se requiere 1 400 rpm o más. Usando la fórmula de relación de transmisión, planteada en Mateos y Moro (2008), se obtuvo piñones con números de dientes: 100, 13, 44, 12, que cumplen favorablemente con el rediseño.

Longitud de la cadena

Con los datos conocidos p = 0,5 pulg (paso cadena); *C* = 20 pulg (distancia entre centros), se utilizó la ecuación planteada por Budynas y Nisbett (2014), determinándose:

L = 43,84 pulg = 1113,5 mm o 88 eslabones

Elementos del circuito electrónico

- Puente de diodos (rectificador de onda completa).
- Regulador convertidor DC a DC: entrada: 4,5 a 28 V; salida: 0,8 a 20 V; eficiencia de conversión: 96%; rizo de salida: menor a 30 mV.
- Cargador de baterías de Li-Ion: rangos de tolerancia pequeños, ausencia de carga flotante y nulo efecto memoria; voltaje de operación mayor de 3,7 voltios.

Pruebas de funcionamiento: mediciones y análisis energético

Mediante un software (LabView) y conexión USB que en tiempo real nos muestra lo que sucede en el circuito mediante gráficos, se marcó las tendencias de corriente de entrada del generador, corriente de salida hacia la carga en el dispositivo, voltaje en el momento del pedaleo y la velocidad angular. Las mediciones obtenidas son:

- Voltaje generado [6, 10] V
- Corriente de entrada al circuito [0, 1,5] A
- Corriente de carga [0, 2,2] A

Análisis energético-experimental

A manera de prueba se usó varios dispositivos celulares (Galaxy S3, Galaxy S4, Galaxy S5, Sony Xperia M) y tablets (Galaxy Tab 3, Acer Tab), a los mismo que se tomó el tiempo de carga, obteniéndose un tiempo de carga de 67,8 ± 19,4 minutos.

Conclusiones

Se realizó un diagnóstico biomecánico de la energía producida por el movimiento del cuerpo humano en el pedaleo elíptico implementando una bicicleta elíptica que mediante un sistema transmisión piñón-cadena que hace funcionar un generador, obtiene energía eléctrica CC, la misma que fue cuantificada mediante software y almacenada en un banco de baterías, con las que se puede cargar dispositivos de bajo voltaje (5 voltios y 2 amperios).

La energía producida por el movimiento del cuerpo humano (esencialmente de miembros inferiores) en el pedaleo elíptico fue transformada en energía eléctrica CC, obteniéndose valores entre 6 y 18 voltios, con lo que se puede considerar al cuerpo humano como una fuente de energía renovable, la misma que se puede utilizar como fuente de consumo hogareño o urbano. Se logró cargar varios dispositivos como teléfonos celulares y tablets (objetos de prueba), además de generar electricidad. Esta energía cinética también proporciona muchos beneficios en lo referente a la salud. Pero no toda esta energía que genera el cuerpo humano es aprovechable como energía cinética del movimiento de miembros inferiores, en este estudio resultó que solo se aprovecha en las mujeres el 23% (14,17 kcal) y en los hombres el 16,7% (12,9 kcal).

Se realizó un estudio operativo de la máquina elíptica de ejercicios, rediseñando el sistema de transmisión de movimiento (piñón-cadena), el mismo que se acopló a un generador de corriente continua. La energía eléctrica generada se la cuantificó mediante software LabView.

Bibliografía

Bastos, A., González, R., Molinero, O. y Salguero del Valle, A. (2005). Obesidad, nutrición y actividad física. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y el Deporte*, 140-153.

Benítez, Y., González, J. y Rosero, J. (2013). Producción energética en un modelo para gimnasios colombianos. *Visión Electrónica*, 125-134.

Berry, R. (2013). *Riesgos de la salud*. Recuperado de www.livestrong.com/es/riesgos-salud-imc-info_32777

Budynas, R. y Nisbett, K. (2014). *Shigley's Mechanical Engineering Design*. EE. UU.: McGraw-Hill.

Cardona, S. y Clos, D. (2001). *Teoría de máquinas*. Barcelona, España: UPC.

Cegarra, J. (2011). *Metodología de la investigación científica y tecnológica*. Madrid: Ediciones Díaz de Santos.

Dejuana, J. M. (2008). *Energías renovables para el desarrollo*. Madrid: Paraninfo.

Hernández, R., Fernández, C. y Baptista, P. (2010). *Metodología de la investigación*. México DF: McGraw-Hill.

Hibbeler, R. (2015). *Engineering Mechanics-Dinamics*. México DF: McGraw-Hill.

Izquierdo, M. (2008). *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte*. Buenos Aires: Editorial Médica Panamericana.

Macías, M. (2004). *Nuevas energías renovables: una alternativa energética sustentable para México (análisis y propuesta)*. México DF: Instituto de Investigaciones Legislativas del Senado de la República.

Mateos, B. y Moro, M. (2008). *Tecnología mecánica y metrotécnia*. Oviedo, España: Universidad de Oviedo.

Mondelo, P., Gregori, E. y Barrau, P. (1994). *Ergonomía fundamentos*. Barcelona, España: Ediciones de la Universitat Politècnica de Catalunya.

OMS. (2015). *Obesidad y sobrepeso*. Organización Mundial de la Salud. Recuperado de http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs311/es/#

Shigley, J. y Uicker, J. (2001). *Teoría de máquinas y mecanismos*. México DF: McGraw-Hill.

Suaverza, A. y Haua, K. (2009). *Manual de antropometría*. México DF: Universidad Iberoamericana.

Suverza, A. y Haua, K. (2010). *El ABCD de la evaluación de la nutrición*. México DF: McGraw-Hill.

Tamayo, M. (2004). *El proceso de la investigación científica*. México DF: Limusa.

Posters

Evaluación de parámetros de neurorehabilitación utilizando un dispositivo biomecánico para mejorar la efectividad de la terapia física

Bryan Jarrín[1]
Nancy Hidalgo[2]
Rubén Ricaurte[3]
y Carlos Cevallos[4]

Resumen

En la actualidad existen en el mercado diversos dispositivos que ayudan al proceso de rehabilitación física en terapia neurológica (Therasuit: fortalecimiento físico intensivo y personalizado mediante un traje especial; Jaula de Rocher: colocación de sistemas de suspensión como cuerdas, mosquetones; entre otros).

Durante el estudio y análisis de diferentes factores a evaluar en un paciente con discapacidad física a causa a un problema neurológico con diagnóstico parálisis cerebral (PC), se propone una evaluación de siete posiciones (supino, prono, sentado, cuatro puntos, arrodillado, caballero, y de pie).

Mediante el análisis se identificaron varios parámetros: forma de desplazamiento, fluidez del movimiento, impregnación de patrones de marcha, cambio gradual de fuerza, fricción de las extremidades con la superficie, maniobrabilidad, repetitividad de los ejercicios, confort del paciente.

Para ejercer de manera efectiva la terapia física con las posiciones antes mencionadas y parámetros encontrados, se creó el prototipo de un dispositivo biomecánico funcional (Octopoda) utilizando sistemas de rodaje.

1 Consultorios de Rehabilitación Infantil (CRI).
2 Consultorios de Rehabilitación Infantil (CRI).
3 Consultorios de Rehabilitación Infantil (CRI).
4 Departamento de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica, Escuela Politécnica Nacional, Quito, Ecuador. Laboratory of Neurophysiology and Movement Biomechanics, ULB Neuroscience Institut, Université Libre de Bruxelles, Bruselas, Bélgica.

Se realizaron pruebas en 2 trimestres (P1, P2). El participante fue un infante con PC tipo hemiplejia espástica derecha con limitación en brazo y pierna. En P1 se realizó rehabilitación tradicional y en P2 se la hizo con el uso de Octopoda. Se controló tiempo de terapia y desempeño de habilidades motrices funcionales. Los resultados muestran tiempos de ejecución reducidos y habilidades motrices incrementadas en P2. El incremento de las habilidades en menor tiempo con relación al ejercicio clásico (P1) puede considerarse como evidencia, donde los parámetros de diseño utilizados contribuyen a la correcta ejecución del gesto motriz ayudando a realizar un ejercicio efectivo en el tiempo de terapia, relacionado con mejoramiento en plasticidad motora.

Utilidad de la variabilidad de la frecuencia cardíaca para monitorear el desempeño en el control del movimiento: un estudio de aprendizaje motor

A. R. Aladro Gonzalvo[1]
M. O. Lucha López[2]
J. M. Tricás Moreno[3]
y D. Esparza Yánez[4]

Resumen

Se presume que durante el proceso de aprendizaje motor, la práctica que requiere un mayor esfuerzo cognitivo, por ejemplo la práctica aleatoria de ensayos, estimula un mejor aprendizaje de la destreza. El esfuerzo cognitivo está implícito en aquellas decisiones que resultan de procesos perceptuales, atencionales y motores implicados en el desempeño motor (DM) durante la anticipación, planificación, regulación e interpretación del control del movimiento. El DM, como medida de valoración de la aptitud motriz, podría ser explicado por los cambios en la función cardíaca que resulta de la carga atencional alcanzada durante el aprendizaje de destrezas motrices con diferente esfuerzo cognitivo, obtenido variando la complejidad de la práctica. Algunos estudios de aprendizaje motor indican que existe una importante relación entre la actividad cognitiva y la variabilidad de la frecuencia cardíaca (VFC), donde un mayor esfuerzo de procesamiento de la información generado por una tarea motriz con elevada carga atencional, perceptual o física, va a exacerbar las alteraciones

1 Carrera de Terapia Física, Facultad de Enfermería, Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Quito, Ecuador. Programa de Doctorado en Ciencia de la Salud y el Deporte, Departamento de Fisiatría y Enfermería, Universidad de Zaragoza, España.

2 Programa de Doctorado en Ciencia de la Salud y el Deporte, Departamento de Fisiatría y Enfermería, Universidad de Zaragoza, España.

3 Programa de Doctorado en Ciencia de la Salud y el Deporte, Departamento de Fisiatría y Enfermería, Universidad de Zaragoza, España.

4 Carrera de Terapia Física, Facultad de Enfermería, Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Quito, Ecuador. Escuela de Fisioterapia, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad de Las Américas, Quito, Ecuador.

del ritmo cardiaco. Este estudio pretendió determinar si existe una relación entre el DM y la VFC durante el aprendizaje motriz con diferentes esquemas de práctica.

Participaron en el estudio 63 estudiantes universitarios (20,64±2,60 años) sin alteraciones en el equilibrio en bipedestación y sin previo entrenamiento en tareas de coordinación de miembros inferiores, los cuales fueron asignados aleatoriamente a tres esquemas de práctica (bloque, aleatorio o gradual), en los cuales se manipuló el esfuerzo cognitivo variando la complejidad de la práctica.

En bipedestación sobre una plataforma de fuerza y guiada de información visual, la práctica consistió en desplazar en un plano frontal el centro de masa del cuerpo (CMC) entre un 35% a 15% del peso corporal. Se permitieron 3 ensayos de familiarización con el 45% del peso antes de iniciar la adquisición. Mientras se monitoreaba la VFC, se realizaron 18 ensayos durante la adquisición y 24 horas después, durante la evaluación de retención de la destreza. Los ensayos en la retención de la destreza fueron con 35% y 15% del peso corporal.

Un análisis de correlación de Pearson para muestras dependientes se aplicó para determinar la existencia de relación entre los valores del DM (tiempo y errores de ejecución) y la VFC (LF/HFproporción). Una correlación significativa fue establecida en $\alpha = 0,05$. Los datos fueron analizados en SPSS. Más tiempo ($r = 0,574$; $p<0,01$) y errores ($r = 0,585$; $p<0,01$) de ejecución durante la adquisición con la práctica en bloque, se correlacionaron moderadamente con aumentos de la VFC en reposo durante la retención de la destreza. En la etapa de retención, los errores se correlacionaron con LF/HFproporción en reposo ($r = 0,471$; $p<0,05$).

Los resultados indicaron que en personas sanas que entrenan el control del CMC con una programación en bloque, una pobre adquisición de esta destreza puede perturbar la función cardíaca en reposo en la etapa de validación del aprendizaje. A su vez, en esta etapa, elevados valores en la función cardiaca en reposo se asocian con más errores de ejecución, lo cual sugiere que cuando se inicia el entrenamiento de una tarea motriz con una aumentada actividad simpática, la precisión en el control del movimiento resulta deficiente. Estos resultados pueden ser explicados por diversas teorías de activación, así como por otros mecanismos de respuesta selectiva al estrés, que plantean que una sobre-estimulación psicofisiológica disminuye el DM.

La respuesta de la VFC puede ser un método útil para monitorear el aprendizaje de una destreza motriz de miembros inferiores, solo cuando esta se entrena con un esquema de práctica en bloque. Este estudio puede proporcionar información valiosa a los kinesiólogos y bio-ingenieros cuando se procura comprender cómo los factores psicofisiológicos influyen en el control motor durante el aprendizaje de patrones básicos de movimiento.

Diseño de un prototipo de exoesqueleto robótico adaptable para la tele-terapia de prevención y rehabilitación mediante movilización pasiva de la articulación tibioastragalina

Julio Eduardo Mejía[1]
Elizabeth Roldán González[2]
Jhon Alexander Guerrero[3]
y Carlos Alberto Muñoz[4]

Resumen

Diversas alteraciones de las estructuras de miembros inferiores pueden requerir una inmovilización de corta o larga duración, entre ellas se encuentra el esguince de tobillo, el cual es una de las patologías músculo-esqueléticas más frecuentes tanto para el deportista como para la población en general. Hasta un 44% de los lesionados en una consulta de atención primaria presenta algún tipo de secuela un año después del esguince de tobillo (en forma de dolor, inestabilidad mecánica o inestabilidad funcional).

1 Magister en Ingeniería Física, docente-investigador para Corporación Universitaria Comfacauca, Grupo de Investigación en Sistemas Inteligentes (GISI) (jmejia@unicomfacauca.edu.co).

2 Magister en Neurorehabilitación y magister en Educación, docente-investigadora para Fundación Universitaria María Cano (Extensión Popayán), Grupo de Investigación Importancia del Movimiento en el Desarrollo Humano (FISIOTER) (elizabeth.roldan@fumc.edu.co).

3 Ingeniero en Automática Industrial, especialista en Gerencia de Proyectos, docente-investigador para Corporación Universitaria Comfacauca, Grupo de Investigación en Sistemas Inteligentes (GISI) (jguerrero@unicomfacauca.edu.co).

4 Médico, especialista en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte, docente-investigador para Fundación Universitaria María Cano (Extensión Popayán), Grupo de Investigación Importancia del Movimiento en el Desarrollo Humano (FISIOTER) (carlosalbertomunozardila@fumc.edu.co).

El objetivo de esta propuesta de investigación se centra en construir un prototipo de exoesqueleto robótico adaptable para la realización de tele-terapia preventiva o rehabilitante, mediante movilización pasiva controlada de la articulación tibioastragalina. El prototipo será evaluado en pacientes que asisten al centro de acondicionamiento físico del Programa de Fisioterapia de la Fundación Universitaria María Cano (extensión Popayán-Colombia).

El desarrollo del proyecto se ha planteado en cuatro fases: la primera se encuentra relacionada con el diseño ergonómico y adaptable de exoesqueleto, la segunda fase se centra en la implementación de un sistema electromecánico que permita realizar los movimientos del sistema, la tercera fase es el desarrollo del software para la programación y control del sistema robótico, la cuarta fase es la evaluación en pacientes a través de un estudio de caso para conocer el impacto del exoesqueleto.

El diseño del exoesqueleto se ha realizado en software CAD (SolidWorks), teniendo en cuenta parámetros antropométricos de un paciente específico, con estos resultados y haciendo uso de la técnica de impresión 3D, se obtuvo el primer modelo del exoesqueleto.

Prototipo de un exoesqueleto para rehabilitación de niños con discapacidad motora en las extremidades inferiores

William Cobeña[1]
Jorge Begue[2]
Efraín Terán[3]
Jorge Marcial[4]
y Francis Loayza[5]

Resumen

La parálisis es una condición que impide al humano moverse por cuenta propia debido a la pérdida de la función muscular. Aproximadamente un 6% de la población ecuatoriana que sufre de algún tipo de discapacidad motora, son niños entre 7 y 12 años; que por ser minoría, no se les ha prestado suficiente atención para el desarrollo de opciones para la rehabilitación. Un factor importante es que estos niños, al estar en una etapa del desarrollo, las probabilidades de recuperación de la función motora son altas debido a la plasticidad neuronal.

En este trabajo se desarrolló un exoesqueleto robótico de 6 grados de libertad tomando en consideración los rangos de movimiento antropométricos de cada articulación. Los movimientos de cadera, rodilla y tobillo en flexión-extensión. El cálculo de los actuadores y reductores se realizó basado en las condiciones de peso y tamaño de una persona de 16 años, usando un factor de seguridad de 1,5.

1 Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción, ESPOL, Guayaquil, Ecuador.
2 Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción, ESPOL, Guayaquil, Ecuador.
3 Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción, ESPOL, Guayaquil, Ecuador.
4 Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción, ESPOL, Guayaquil, Ecuador.
5 Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción, ESPOL, Guayaquil, Ecuador.

Para la cadera se usó motores de 90 W y 390 mNm acoplado a un reductor 100:1. Para la rodilla y el tobillo se usó motores de 70 W con 130 mNm con reducción de 160:1. El diseño de la estructura mecánica y los componentes para el acople de los reductores Harmonic Drive, se realizaron mediante software CAD y posteriormente se realizó un análisis dinámico de cada componente mediante elementos finitos. Para la fabricación de los elementos complejos se usó una impresora 3D y material ABS, así como elementos de revolución se fabricaron en aluminio. Se incluyeron también los soportes para encoders y los sistemas de fijación al cuerpo.

Los resultados experimentales muestran que el exoesqueleto puede adaptar un patrón de marcha pre-grabado para el patrón de marcha de un usuario específico. Trabajos futuros serán la fabricación del resto de componentes en aluminio, el desarrollo de algoritmos de control y la evaluación del dispositivo en la rehabilitación de pacientes niños que por distintas razones presentan discapacidad motora en extremidades inferiores. Se hará un análisis comparativo de la eficacia de distintas terapias robóticas.

Efecto de la facilitación de las reacciones de equilibrio sobre la habilidad del salto en niños con Síndrome de Down

D. Esparza Yánez[1]
J. Vaca Bastidas[2]
y A. R. Aladro Gonzalvo[3]

Resumen

El retardo en la adquisición de las habilidades motoras es común en los niños con Síndrome de Down (SD). Específicamente la hipotonía que presentan, dificulta el mantenimiento del equilibrio y la coordinación, limitando así la capacidad para lograr habilidades motoras como el salto vertical. Así, el objetivo de este estudio es analizar el efecto de un programa de entrenamiento de las reacciones de equilibrio sobre la habilidad del salto vertical en niños con SD.

Veinte niños (6,05±0,9) con SD fueron repartidos de manera aleatoria en dos grupos. Un grupo control GC (n = 10) que recibió terapia física convencional, y un grupo experimental GE (n = 10) que además de la terapia física estuvo sometido a un protocolo de entrenamiento de reacciones de equilibrio (36 sesiones repartidas en 3 meses). En los dos grupos se evaluó la motricidad gruesa, la altura del salto vertical y el tiempo de vuelo, antes y después del tratamiento. La motricidad fue evaluada a través del test TGMD-II mientras que la altura del salto y el tiempo de vuelo fueron evaluados por la plataforma COBS.

El GE mejoró significativamente la motricidad gruesa después de la aplicación del programa de entrenamiento ($p = 0,001$). No existieron diferencias significativas entre los grupos para la altura del salto ($p = 0,25$), ni para el tiempo de vuelo ($p = 0,24$), a pesar de que los niños del GE alcanzaron mejores valores en estas mediciones.

El entrenamiento de las reacciones de equilibrio podría mejorar la motricidad gruesa y la habilidad de destrezas motoras para el salto vertical en niños con SD.

1 Escuela de Fisioterapia, Laboratorio de Fisioterapia y Ciencias del Movimiento Humano, Universidad de Las Américas, Quito, Ecuador.
2 Servicio de Rehabilitación Física, Hospital del IESS, Latacunga, Ecuador.
3 Carrera de Terapia Física, Facultad de Enfermería, Pontificia Universidad Católica del Ecuador, Quito, Ecuador.

Análisis dinámico de un robot paralelo mediante Gibbs Appell y el principio de trabajos virtuales

María Alejandra Pazmiño Apolo[1]
David Pareja Carrillo[2]
e Iván Zambrano[3]

Resumen

El robot paralelo 3UPE-1RPU, presentado en el proyecto de investigación PIMI 15-04 de la Escuela Politécnica Nacional, es un robot cuya finalidad es rehabilitar la rodilla mediante movimientos sucesivos de una plataforma en la cual se apoya el pie del paciente. Para su desarrollo se requiere de análisis cinemáticos y dinámicos, además del desarrollo de un sistema de control para su posterior construcción. El estudio dinámico presentado en este trabajo busca analizar el comportamiento del robot ente las fuerzas generadas en los actuadores del mismo y las fuerzas externas mediante una simulación matemática en el programa Matlab, con el fin de que el robot pueda desarrollar el movimiento requerido para la rehabilitación de la rodilla.

Este análisis fue desarrollado en tres partes: estudio cinemático, estudio dinámico y simulación matemática del modelo en el programa Matlab.

Para el estudio cinemático se usa la usa la "modelación cinemática de sistemas mecánicos", que es un método geométrico que permite obtener las ecuaciones de restricción del robot, las cuales son usadas como base para el estudio dinámico.

El estudio dinámico analiza el comportamiento del robot ante la interacción de fuerzas externas e internas. Las fuerzas inerciales internas del robot se obtienen a partir de las ecuaciones dinámicas de Gibbs Appell, y las fuerzas externas se obtienen aplicando el "principio de trabajos virtuales". Las fuerzas obtenidas se analizan en el campo de coordenadas

1 Escuela Politécnica Nacional, Carrera de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica, Quito, Ecuador (maria.pazmino.a@gmail.com).

2 Escuela Politécnica Nacional, Carrera de Ingeniería Mecánica, Facultad de Ingeniería Mecánica, Quito, Ecuador (dvidpareja92@gmail.com).

3 Escuela Politécnica Nacional, Facultad de Ingeniería Mecánica, sub-decano de la Facultad de Ingeniería Mecánica, Quito, Ecuador (ivan.zambrano@epn.edu.ec).

generalizadas, las cuales se suman de forma vectorial para obtener el modelo matemático dinámico del robot.

Finalmente se desarrolla una simulación en el programa Matlab, de la cual se obtienen las gráficas del comportamiento de las fuerzas generadas en cada actuador.

Aplicabilidad de los sensores inerciales portables en la valoración del riesgo de caídas en personas mayores

E. Medina Ripoll[1]
R. Porcar Seder
J. López Pascual
D. Garrido Jaén
y J. F. Pedrero Sánchez

Introducción

Una realidad evidente a día de hoy es el envejecimiento de la población mundial. La población mayor de 65 años tiene un mayor riesgo de caídas. Según la OMS, las estrategias de prevención a adoptar por los sistemas de salud deben dirigirse a la identificación de los factores de riesgo.

El Instituto de Biomecánica (IBV) ha desarrollado el proyecto ESPARTAN, el cual ha permitido avanzar metodológicamente en la aplicación de los sensores inerciales portables en la evaluación del riesgo de caídas.

Material y Métodos

Se ha definido un protocolo clínico a partir de una modificación del test Timeup & Go (TUG). Partiendo de los registros biomecánicos de un grupo de 65 personas mayores de 65 años se ha desarrollado un modelo de clasificación del riesgo de caídas, el cual se basa en el patrón de marcha, equilibrio, potencia muscular, así como en variables temporales.

1 Instituto de Biomecánica de Valencia, Universitat Politècnica de Valencia, Valencia, Spain

El modelo se ha contrastado con el Physiological Profile Assessment (PPA), actualmente considerado el Patrón de Oro en la determinación del riesgo.

Resultados

El modelo presenta una fiabilidad mayor del 80% (ICC = [0,884 - 0,951]) con una correlación con el PPA de -0,65 ($p<0,01$ bilateral)

Discusión

Los resultados alcanzados ponen de manifiesto la validez de la prueba como herramienta de predicción del riesgo, además de proporcionar un método de valoración eficiente de los factores biomecánicos que entran en juego en una caída.

Este proyecto se desarrolla gracias al Programa de Ayudas del IVACE a Centros Tecnológicos de la Comunidad Valenciana 2017 Ref: IMDEEA/2017/83.

Palabras clave

Riesgo de caídas, personas mayores; sensores inerciales

Fiabilidad de la técnica de video análisis en el análisis cinemático de la flexo extensión del cuello

Cristopher Ruiz[1]
Iván Zambrano[2]
William Venegas[3]
y Ricardo Soto[4]

Resumen

En la presente investigación se determina la fiabilidad de la técnica de video análisis al aplicarla en el estudio cinemático del movimiento de flexo-extensión del cuello.

Para dicho objetivo se utiliza la herramienta de modelado y vídeo análisis "Tracker", definiendo a la vez un protocolo de toma de datos que es el resultado de diversas experimentaciones corregidas y mejoradas, para posteriormente realizar el análisis cinemático. Los datos se obtienen a partir de marcadores técnicos y anatómicos ubicados en 7 pacientes sanos (tres sesiones de toma de datos por sujeto).

El análisis conlleva a obtener datos característicos de dicho movimiento, como el Rango de Movimiento (ROM), la velocidad angular, la aceleración angular y la posición de la proyección del Eje Instantáneo de Rotación (EIR) en el plano sagital. El modelo cinemático que se aplica es el del eje helicoidal aproximado con desplazamientos finitos e infinitesimales.

Posteriormente, los datos conseguidos se suavizan con el fin de disminuir el efecto de posibles perturbaciones debido al modelo cinemático y medidas experimentales; además, se descartaron sesgos de velocidades angulares bajas con el fin de eliminar singularidades y comparar las curvas características de cada sujeto.

Se establecieron correlaciones cíclicas intra-sujeto y entre sesiones. Con el fin de establecer la fiabilidad se determina el Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC), Coeficiente de Correlación Múltiple (CMC) y Error Estándar del Promedio (SEM) basado en un ANOVA.

1 Escuela Politécnica Nacional. Quito, Ecuador
2 Escuela Politécnica Nacional. Quito, Ecuador
3 Escuela Politécnica Nacional. Quito, Ecuador
4 Escuela Politécnica Nacional. Quito, Ecuador

Finalmente se concluye que ICC, CMC y SEM son aceptables, comparándose con los resultados provenientes del método de fotogrametría de alta precisión.

Introducción

Dentro de la bioingeniería de rehabilitación, la obtención de medidas correctas como fundamento de una evaluación objetiva resulta importante, siendo estos datos utilizados dentro del diagnóstico, planificación del tratamiento y evaluación de resultados o mejoras en los pacientes.

En este contexto y con un enfoque al cuello, se pueden citar técnicas que intentan caracterizar y determinar el estado postraumático de esta estructura anatómica de un paciente (técnicas de imagen como los rayos X o la terapia de resonancia magnética), pero rara vez logran detectar algún tipo de cambio patológico (Öhberg et al., 2003, p. 274).

Es por ello que actualmente se han desarrollado modelos cinemáticos que permiten ejecutar un análisis más profundo y preciso del comportamiento del cuello; dentro de estos modelos se hace uso de técnicas como la fotogrametría (alto costo de implementación) o el vídeo análisis (bajo costo de implementación y ejecución sencilla). Sin embargo conocer su fiabilidad es de gran interés para poder establecer protocolos de toma de datos y algoritmos de análisis a seguir, que deriven en información válida y sustentable sobre el comportamiento o estado, en este caso, del cuello de un paciente.

En un esfuerzo por comprender los mecanismos asociados con el dolor del cuello, varios estudios han investigado la cinemática espinal en pacientes sintomáticos y asintomáticos, examinando típicamente el movimiento cervical planar (Feipel et al., 1999, Rix y Bagust, 2001, Youdas et al., 1992). Sin embargo estas investigaciones mayoritariamente se han enfocado en el Rango de Movimiento (ROM), puesto que las personas que sufren afecciones al cuello a menudo muestran una reducción del mismo (Cagnie et al., 2007, Chiu y Sing, 2002, Grip et al., 2008; Osterbauer et al., 1996), caracterizado por patrones de movimiento irregu-

lares (Feipel et al., 1999, Sarig Bahat et al., 2010; Sjölander et al., 2008; Vogt et al., 2007; Woltring et al., 1994).

Sin embargo la determinación de otras variables que logran caracterizar muy bien el movimiento articular, como es el EIR, obteniendo resultados más precisos pero a la vez más susceptibles a alteraciones funcionales (Page 2011). Siendo así, lograr establecer la fiabilidad de la técnica utilizada se vuelve imperativo al existir variabilidad intrasujetos, propia de cualquier prueba realizada en sujetos. (Page 2006)

Para cumplir dicho objetivo se han obtenido parámetros relativos y absolutos para determinar la fiabilidad (R, ICC y SEM), al analizarlos en función de diversas fuentes de variabilidad: entre ciclos de una misma sesión y entre sesiones tomadas en distintos días.

Material y métodos

Grupo de Estudio

Dentro del grupo de estudio se contó con la participación de 7 sujetos sanos cuya edad está comprendida entre los 14 y 50 años. Con cada uno se realizaron 3 sesiones de tomas de datos en 2 distintos días (2 sesiones en un día y otra en un día distinto). Cada toma de datos consistió en una toma estática del sujeto durante 20 segundos y otra del mismo realizando 10 ciclos del movimiento de flexo extensión aproximadamente por un minuto, siguiendo el protocolo de toma de datos en 2D del movimiento de flexo extensión del cuello, actualmente desarrollado por la FIM de la EPN. Todos los participantes firmaron un formulario de consentimiento como parte de dicho protocolo.

Análisis cinemático

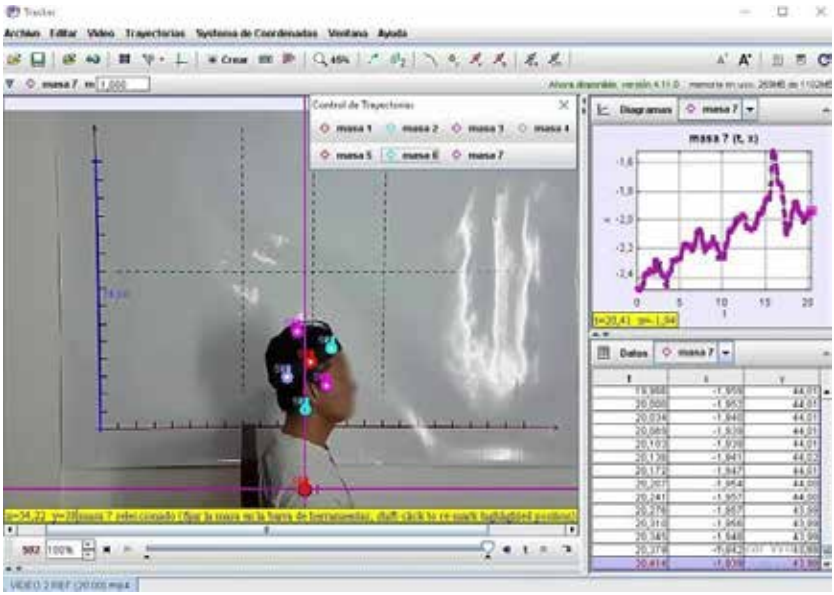
Dentro del análisis cinemático, el movimiento de la cabeza en relación al torso se puede caracterizar en función de algunas variables,

como lo son el Rango de Movimiento (ROM), la velocidad angular y la aceleración angular.

Los movimientos de flexo-extensión del cuello se registraron por medio de un conjunto de marcadores técnicos y anatómicos fijados en la cabeza y cuello de los participantes. Los datos de posición de los marcadores fueron recolectados y analizados a través del software libre Tracker, para luego calcular variables cinemáticas del movimiento del cuello. Los vídeos se capturaron a una frecuencia de muestreo de 30 fps.

Estas variables fueron calculadas a través del algoritmo y programación establecida por el Instituto de Biomecánica de Valencia (Page 2009), logrando obtener posiciones angulares, velocidad angular y aceleración angular como funciones del tiempo.

Figura 1
Vídeo análisis realizado en el software Tracker



Tratamiento de datos

Los datos obtenidos fueron comparados bajo una misma escala de tiempo normalizada lineal, lo que implica, que el lapso de tiempo de un ciclo completo se establece de forma porcentual (0-100%). Se eliminaron también sesgos de velocidades bajas con el fin de mejorar la precisión del cálculo del EIR (Page 2006).

El movimiento en flexo extensión del cuello puede ser caracterizado a partir del lugar geométrico que describe el EIR en el plano del movimiento (sagital), conocido como axoide. La fiabilidad entre ciclos para cada sujeto se analizó calculando el Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC), coeficiente de correlación basado en mínimos cuadrados con valores totales

(R) y error estándar medio (SEM) para cada axoide ya sea en el caso de que se analicen ciclos de una sola sesión, sesiones en un mismo día o entre sesiones en días distintos.

El análisis arrojó datos de fiabilidad tanto para la coordenada Y como Z entre ciclos de un sujeto, determinado a partir del ICC; adicionalmente se calculó el error estándar de las coordenadas del EIR (SEM mediante un ANOVA) como se lo especifica de forma más detallada en (Weir 2005).

Ya que los resultados muestran una coordenada en Y y otra en Z, se ha optado por representar dichos valores con un índice único que resulta de la raíz cuadrada del producto de las mismas para el ICC, mientras que para el SEM se utilizará la raíz cuadrada de la suma de los errores al cuadrado.

Resultados y discusión

Resultados de las principales variables características del movimiento

En la Tabla 1 se detallan los valores medios de algunas de las variables obtenidas para la extensión (elevación) y flexión (descenso) del cuello.

Tabla 1
Valores medios de las principales variables
que caracterizan el movimiento de flexo extensión

Variables	Valor Medio
Fi_máx (°)	38.72
Fi_mín (°)	-49.58
ROM (°)	88.96
V_máx_elev (°/s)	46.99
V_máx_desc (°/s)	42.07
Acelerac_máx (°/s^2)	101.26
Armonía_elev	0.73
Armonía_desc	0.75

Se puede considerar dentro de estas variables, que a pesar de que todos los pacientes son sanos el ROM no es necesariamente muy amplio; sin embargo, su magnitud es apreciable tomando en cuenta que este es tan solo un valor medio influenciado por algunos datos de sujetos cuyo movimiento es más reducido debido a su edad, características cuya influencia debe ser estudiada más en profundidad.

El eje de coordenadas se establece en el hombro de cada sujeto (ver Figura 1) a continuación se presentan los resultados de los axoides del EIR en la ejecución del movimiento de flexo-extensión (ascenso y descenso) en las tres sesiones de un sujeto (*Figura 2 y Figura 3*).

Figura 2
Comportamiento del EIR medio en el plano sagital
para las tres sesiones del sujeto 4 en el ascenso del cuello

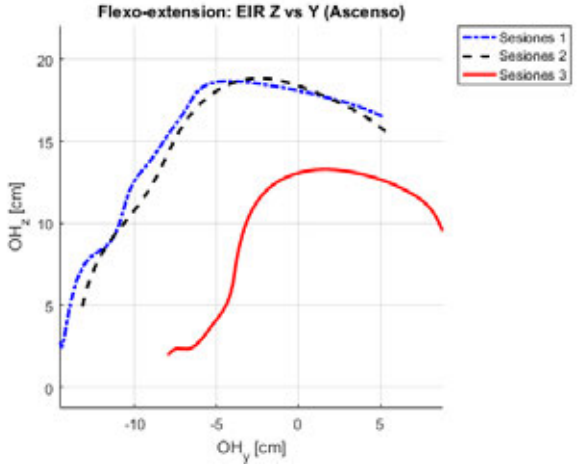
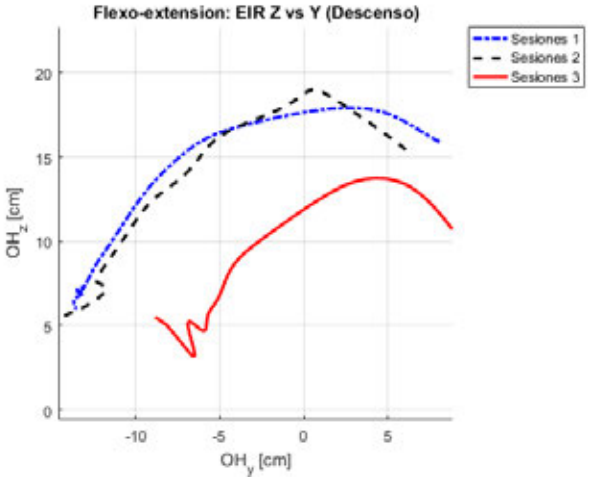


Figura 3
Comportamiento del EIR medio en el plano sagital
para las tres sesiones del sujeto 4 en el descenso del cuello



En cada una de las gráficas obtenidas tanto para el ascenso como para el descenso se puede apreciar que existen diferencias entre sesiones, pero la más apreciable es la existente entre las primeras dos sesiones (realizadas en un día) y la tercera sesión (realizada al día siguiente), lo cual es bastante evidente ya que el sujeto por lo general no actúa de la misma forma en días distintos e inclusive se llegan a obtener resultados totalmente diferentes (como si se tratase de otra persona) lo cual incide negativamente en los cálculos con valores muy pequeños de ICC o CMC y valores muy altos de SEM.

En general se puede ver que las gráficas tienden hacia la izquierda durante el ascenso y hacia la derecha durante el descenso, aunque en algunos casos es más evidente que en otros; al igual que su inclinación, en algunos casos es más evidente que en otros, lo cual da indicios de que aún se debe mejorar este protocolo de pruebas.

Gráficas de variables respecto al porcentaje del ciclo (con bandas de confianza)

Figura 4
Ángulo vs Porcentaje del ciclo de movimiento. Ascenso

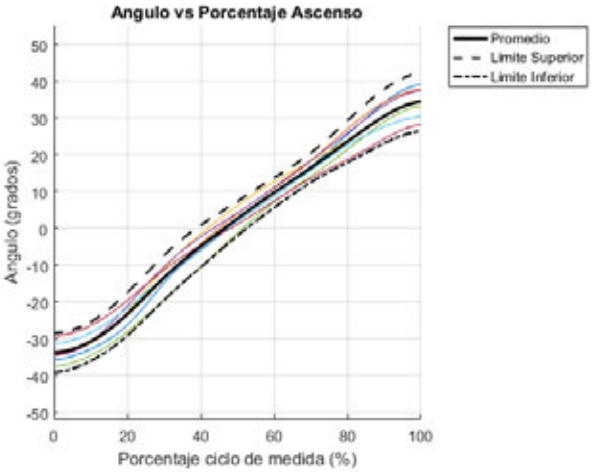


Figura 5
Ángulo vs Porcentaje del ciclo de movimiento. Descenso

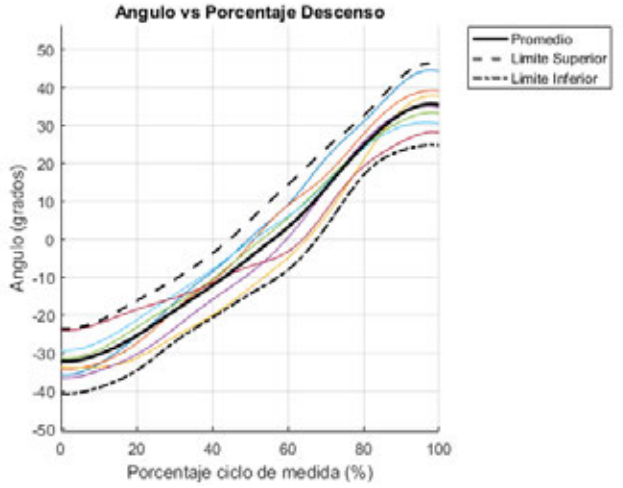


Figura 6
Velocidad angular vs Porcentaje del ciclo de movimiento. Ascenso

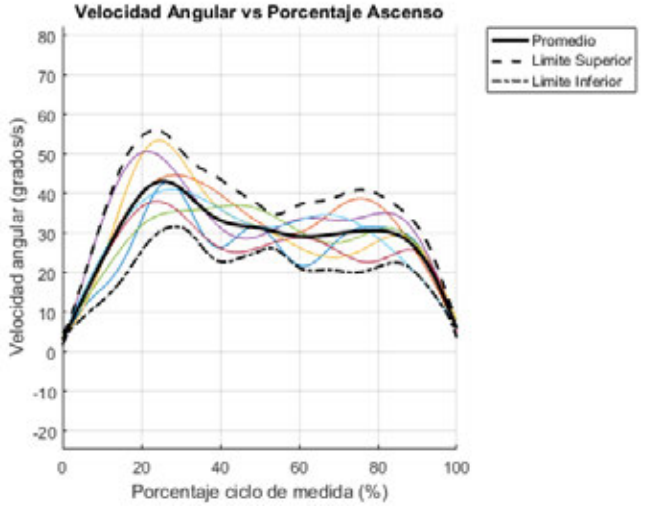


Figura 7
Velocidad angular vs Porcentaje del ciclo de movimiento. Descenso

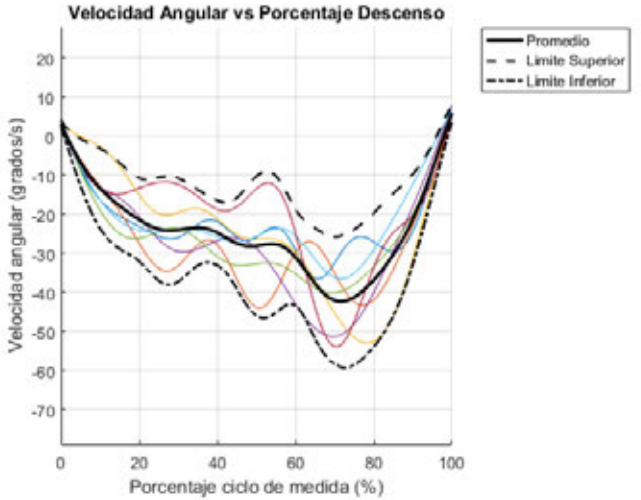


Figura 8
Aceleración angular vs Porcentaje del ciclo de movimiento. Ascenso

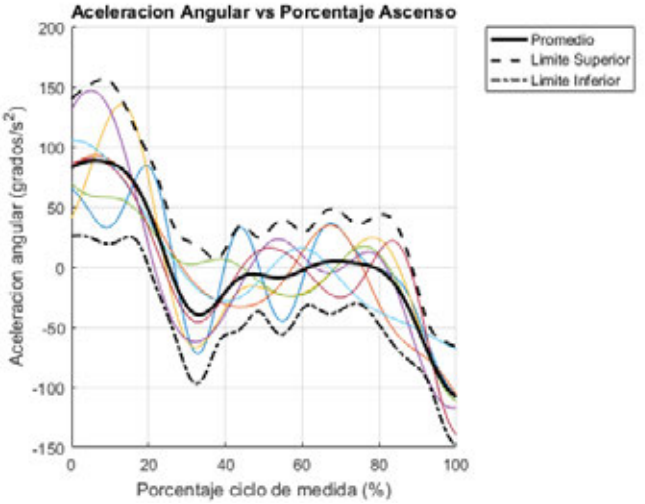
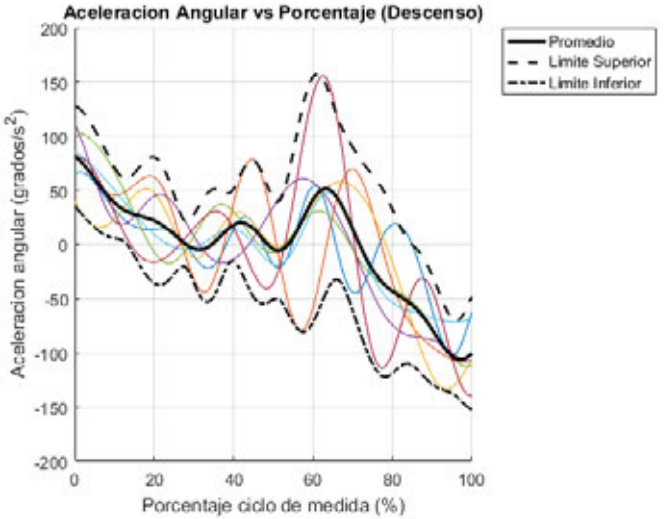


Figura 9
Aceleración angular vs Porcentaje del ciclo de movimiento. Descenso



Se puede ver en los resultados expuestos que todos los valores se encuentran dentro del intervalo de confianza del 95%, definido entre +/- 1.96 . Evidenciando a la vez de forma gráfica que la distribución presenta un comportamiento normal.

Ahora respecto a las gráficas del ángulo respecto del porcentaje del ciclo (Figura 4 y Figura 5) se puede ver que ambas tienden a un comportamiento o tendencia lineal, lo cual es razonable, ya que según se avanza en el movimiento, el ángulo va a aumentar (pasa de valores negativos a positivos) en el descenso; mientras que va a decrecer (pasa de valores positivos a negativos) en el ascenso. Es importante notar que el porcentaje del ciclo se toma en cuenta desde la extensión máxima (0%) hasta la flexión máxima (100%). Por lo tanto, en la Figura 4 (ascenso), el movimiento comenzaría entre 40° y 20° (positivos), y terminaría entre -30° y -40° (negativos). Mientras que, Figura 5 (descenso), el movimiento comenzaría entre -40° y -20° (negativos), y terminaría entre 40° y 20° (positivos).

Analizando la velocidad angular respecto del porcentaje del ciclo (Figura 6 y Figura 7), se puede notar que tanto para el ascenso y descenso se encuentran picos de velocidades al ya casi finalizar el movimiento (aproximadamente el 20% del ciclo en el ascenso y el 80% del ciclo en el descenso) lo cual se podría definir como una característica propia del movimiento, sin embargo, se necesitaría una muestra más grande para tratar de evidenciar si este comportamiento es efectivamente una característica del movimiento de flexo extensión de cualquier individuo.

Finalmente analizando el comportamiento de la aceleración angular respecto del porcentaje del ciclo (Figura 8 y Figura 9) se puede apreciar que de igual forma posee una tendencia lineal descendente como la definida en el movimiento armónico respectivo (donde se presenta una tendencia lineal), aunque esta suele estar definida respecto del ángulo y no respecto del porcentaje del ciclo.

Se puede ver que, durante el ascenso (Figura 8) se alcanza el valor máximo de aceleración en la posición máxima de extensión (0% del ciclo); mientras que durante el descenso (Figura 9) se alcanza el valor máximo de aceleración durante la máxima flexión (0% del ciclo). Es curioso notar que los valores extremos de aceleraciones medias en el ascenso y descenso, son prácticamente lo mismo, pero con signos alternados; es decir, durante el ascenso el movimiento comienza con una aceleración media aproximada de -100 [grados/s^2], y termina el movimiento con una aceleración de 100 [grados/s^2]. De igual forma ocurre con el descenso.

Fiabilidad del EIR entre ciclos (analizado por cuartiles)

Ahora se pueden apreciar los valores de ICC, SEM y CMC, que caracterizan la fiabilidad de los resultados dentro de un análisis por ciclos. Para tener una imagen más clara de la calidad de los resultados, se contrastan los resultados actuales (Tabla 2), con los valores obtenidos anteriormente (Tabla 3) cuando aún no se implementaban algunas me-

joras adicionales en el protocolo. Estos valores son los valores medios de todos los sujetos.

Tabla 2
Fiabilidad en el EIR para medidas entre ciclos.
Técnica de vídeo-análisis (valores actuales)

Percentiles (%)		**ICC**	**SEM (cm)**	**CMC**
25	Ascenso	0.945	1.310	0.904
50		0.968	1.681	0.911
75		0.977	2.153	0.940
25	Descenso	0.884	1.448	0.794
50		0.964	2.254	0.903
75		0.973	2.946	0.946

Tabla 3
Fiabilidad en el EIR para medidas entre ciclos.
Técnica de vídeo-análisis (valores anteriores)

Percentiles (%)		**ICC**	**SEM (cm)**	**CMC**
25	Ascenso	0.668	3.780	0.408
50		0.826	8.686	0.560
75		0.941	19.732	0.852
25	Descenso	0.431	16.908	0.108
50		0.602	23.067	0.290
75		0.718	43.109	0.364

En la Tabla 2, se puede observar que los valores del ICC son excelentes tanto para el ascenso, así como para el descenso; el error (absoluto) SEM también presenta valores muy buenos ya que en promedio exhiben valores de 2 cm, lo cual es un valor muy pequeño, poniendo de manifiesto que el movimiento es altamente repetible.

Respecto a los valores actuales del CMC (Tabla 2), el cual es el Coeficiente Múltiple de Correlación (semejante a la correlación de Pearson) también muestra un valor excelente (0.9 en promedio) cercano a la uni-

dad, siendo muy semejantes a los valores de ICC pero evidentemente algo inferior a estos; logrando determinar así que la correlación entre ciclos es a la vez excelente. Estos datos se muestran por cuartiles, ya que de esta forma se puede apreciar mejor debajo de qué valor se encuentra cierto porcentaje de datos, aunque en los resultados de la Tabla 2, no es muy evidente pero si es más apreciable en la Tabla 3, como se explica a continuación.

Como se puede ver, se ha colocado en contraste los resultados obtenidos con anterioridad (Tabla 3) a los resultados con las mejoras finales en el protocolo de medición (Tabla 2), con el fin de apreciar la diferencia entre estos. Por ejemplo, si se analiza el descenso, el 25% de valores se encuentran con un ICC por debajo de 0.431 (muy bajo), un SEM de 16.908 (muy alto) y un CMC de 0.108 (muy bajo).

Razones por las cuales se procede a mejorar el protocolo de medición y se logra obtener mejoras evidentes y sustanciales. Entre estas mejoras, se puede mencionar una mejor sujeción de los sujetos a la silla para procurar, dentro de lo posible, tan solo capturar el movimiento del cuello; se mejora la iluminación, se establece un ambiente más cómodo por medio de música de fondo, se mejora la colocación del casco en cada sujeto y siempre se verifica el paralelismo de la cámara por medio de las líneas guías en el suelo, los medidores de nivel de burbuja del trípode y del celular.

Comparación entre técnicas (fiabilidad de la posición angular () y el Eje Instantáneo de Rotación (EIR) entre ciclos. Valores medios)

En la siguiente Tabla 4 se muestra una comparación entre los valores obtenidos (ICC y SEM) mediante la técnica de fotogrametría y la técnica de vídeo análisis. Se puede notar que en el análisis comparativo no se le toma en cuenta al CMC ya que este coeficiente se calcula de manera adicional en esta investigación y se puede comparar con los valores de ICC de la técnica de fotogrametría pero tan solo de manera cualitativa, es decir se puede apreciar que son del mismo orden. En donde:

A: ascenso
D: descenso
F: fotogrametría
Dis: discrepancia estadística

Tabla 4
Tabla comparativa entre la técnica de Fotogrametría y Vídeo-análisis con los respectivos valores de ICC y SEM determinados entre ciclos de las curvas de posición angular media ϕx (°) y trayectoria de EIRyz (cm) medio en el plano sagital. Media de todos los sujetos

ICC / SEM F		ICC			SEM		
		VA	DIS	F	VA	Dis	
	A	0.999	0.997	0.002	2.37°	3.017°	0.647°
	D	0.998	0.996	0.002	2.71°	3.531°	0.8°
		Promedio		0.002	Promedio		0.724°
EIRyz	A	0.981	0.958	0.023	1.17 [cm]	1.686 [cm]	0.516 [cm]
	D	0.971	0.929	0.042	1.09 [cm]	2.318 [cm]	1.228 [cm]
		Promedio		0.033	Promedio		0.872 [cm]

En la tabla comparativa (Tabla 4) se puede apreciar de manera cuantitativa la discrepancia existente entre los resultados de ambas técnicas, donde se recuerda que dicha discrepancia se fundamenta en que se tratan de los mismos coeficientes, que son representativos del mismo fenómeno (movimiento de flexo-extensión) pero que son calculados mediante técnicas distintas.

De esta forma se aprecia que entre ambas técnicas existe una discrepancia de 2 milésimas refiriéndose a los resultados del ICC entre ci-

clos de las curvas de posición angular media (). Respecto del ICC determinado entre la posición del EIRyz (cm) entre ciclos, se puede apreciar que existe una discrepancia de 33 milésimas entre ambas técnicas.

Ahora con lo que respecta a los parámetros absolutos (SEM), en el caso de los valores promedio de la posición angular () entre ciclos, se ha calculado una discrepancia de 0.724° entre ambas técnicas, lo cual es un valor despreciable en comparación con el rango de movimiento (ROM) que es aproximadamente 90°. Por otro lado, los valores promedio de la posición del EIRyz (cm) entre ambas técnicas poseen una discrepancia de 0.872 centímetros, que significa que los errores estándar respecto del promedio obtenidos mediante vídeo-análisis son casi el doble de los obtenidos mediante fotogrametría; así que aún existen diversas modificaciones y mejoras por aplicar al protocolo de pruebas.

Comparación entre técnicas (fiabilidad de la posición del Eje Instantáneo de Rotación (EIR) entre sesiones)

En la Tabla 5 se muestra una comparación entre los valores obtenidos (ICC y SEM) mediante la técnica de fotogrametría y la técnica de vídeo análisis. De igual forma en este análisis comparativo no se le toma en cuenta al CMC ya que este coeficiente se calcula de manera adicional en esta investigación y se puede lo puede utilizar tan solo para comparaciones cualitativas.

En la tabla comparativa (Tabla 5) se puede apreciar que la discrepancia entre los valores de ICC en el cálculo de la posición promedio del EIRyz (cm) en el plano sagital es de 0.070 en promedio; sin embargo se puede apreciar que los valores de ICC obtenidos por vídeo-análisis en el ascenso son inclusive más altos que los obtenidos mediante fotogrametría, lo cual es un indicativo de una alta fiabilidad de la técnica de vídeo análisis inclusive superior a la de fotogrametría (en el tramo de ascenso y en el análisis entre sesiones).

ICC / SEM		cuartiles F	ICC			SEM		
			VA	Dis	F	VA	Dis [cm]	
EIRyz	A	25%	0.662	0.956	0.294	0.71	1.213	0.503
		50%	0.925	0.976	0.051	0.84	1.387	0.547
		75%	0.968	0.983	0.012	1.22	2.035	0.815
			Promedio		0.119	Promedio		0.620
	D	25%	0.873	0.904	0.031	0.59	1.361	0.771
		50%	0.945	0.967	0.022	0.88	1.738	0.858
		75%	0.984	0.978	0.006	1.54	3.168	1.628
			Promedio		0.020	Promedio		1.086
	PROMEDIO TOTAL				0.070			0.853

Sin embargo, durante el descenso, los valores de ICC de fotogrametría vuelven a ser superiores a los de vídeo-análisis, pero con una discrepancia relativamente baja de 0.020 en promedio.

Por otra parte, los valores de SEM poseen una discrepancia de 0.853 centímetros en promedio, lo cual es muy parecido al valor obtenido en la discrepancia entre ciclos (0.872 [cm]) en la Tabla 4; de lo cual nuevamente se puede concluir que en promedio los errores estándar SEM que se calculan mediante vídeo-análisis son casi el doble de los que se obtienen mediante la técnica de fotogrametría de alta precisión, por lo cual se debe aún perfeccionar el protocolo de pruebas.

Además se puede apreciar que dentro del cálculo de la fiabilidad mediante el ICC, los resultados de la técnica de vídeo análisis son más estables y no varían tanto como los que se muestran en fotogrametría, lo cual es una muestra adicional de la buena calidad de los resultados que se obtiene mediante vídeo análisis; sin embargo es a la vez notorio que los mayores valores de ICC son siempre alcanzados por fotogrametría mientras que los resultados de vídeo análisis por lo general tan solo se le acercan mucho.

Conclusiones

Se establece que la técnica de vídeo análisis sí es fiable, basados en parámetros relativos (ICC y CMC) y absolutos (SEM); por lo cual puede ser utilizada como una herramienta para definir la cinemática de la flexo-extensión del cuello, y por lo tanto presentar valores altos de correlación (mayor a 0.9) y valores de error SEM pequeños (menor a 2 [cm] aproximadamente).

Se determina una discrepancia estadística promedio del SEM de 0.8 [cm] en promedio (tanto entre ciclos como entre sesiones), y una discrepancia estadística promedio de 0.033 (entre ciclos) y 0.070 (entre sesiones) en comparación con la técnica de fotogrametría de alta precisión. Lo cual sugiere que a través de una mejora en el protocolo de toma de datos se pueden alcanzar resultados aún mucho más cercanos a los de fotogrametría.

Dentro de los beneficios que ofrece la técnica de vídeo análisis, está su fácil implementación debido a costos, software libre disponible y facilidad de manejo del mismo.

Las gráficas representativas de cada sujeto proporcionan información útil y reveladora sobre el comportamiento, relación entre variables cinemáticas y la influencia de una fuente determinada de variabilidad intra-sujeto o inter-sujeto, como los ciclos de movimiento dentro una misma sesión, o las sesiones de toma de datos en días distintos.

A pesar del análisis realizado aún existen muchas otras fuentes de variabilidad como la edad, sexo o peso; por lo cual no se conoce la poca o mucha la influencia de los mismos en los resultados, pero para analizar otras fuentes de variabilidad es menester que se aumente la muestra de sujetos.

Aunque asumir que, un determinado movimiento se lo realiza en un plano puede simplificar la aplicación práctica en situaciones clínicas, siempre se deben contrastar e interpretar los resultados con los prove-

nientes de un estudio tridimensional del mismo movimiento.

Al obtener buenos resultados de fiabilidad, semejantes a los obtenidos con técnicas de alta precesión tridimensionales como la fotogrametría; se puede concluir que aproximar o asumir al movimiento de flexo-extensión del cuello como un movimiento planar es válido.

Se comprueba la notable influencia que tienen factores que a simple vista no son trascendentales como poner música en el ambiente para que el sujeto realice un movimiento fluido, sujetar el torso del sujeto a la silla o realizar la prueba en un día distinto; lo cual en un inicio en la mayoría de casos concluyó en dar gráficas muy alejadas unas de otras y por lo tanto dar resultados de poco valor.

Los resultados obtenidos en realidad no dependen de los métodos matemáticos, ya que los modelos utilizados han sido ya aplicados y comprobados con anterioridad en algunos trabajos, y dentro de los mismos se han aplicado las mejores opciones posibles para obtener buenos resultados. Por lo tanto, la calidad de los resultados depende directamente del protocolo de pruebas o diseño de experimentos desarrollado y seguido con cada sujeto.

Se concluye que el seguimiento de un correcto protocolo de pruebas es esencial para poder obtener coeficientes de correlación altos y errores bajos, que sean comparables con los de la técnica de fotogrametría de alta precisión.

El protocolo de pruebas es efectivo y su seguimiento debe conducir a cualquier investigador a resultados similares; sin embargo, a pesar de que se establecieron todas las precauciones para que el movimiento se ejecute en lo posible en el plano axial y para que los instrumentos sean calibrados correctamente, es evidente que este protocolo es susceptible de mejora.

La ubicación de los marcadores en puntos de referencia fácilmente identificables, ayuda a que esta técnica sea de aplicación sencilla y

reproducible, al querer ejecutar el ensayo en el medio clínico o en el área donde se desea aplicar la misma.

El método del EIR es un método muy preciso y proporciona características que pueden ser apreciadas de forma gráfica y analítica para determinar el estado de un determinado paciente; no obstante, se deben aplicar diversos procesos como el suavizado de datos o el sesgado de velocidades angulares muy bajas para poder obtener resultados que se acerquen lo más posible a la realidad del sujeto.

A pesar de que los resultados del ICC, SEM y CMC, son muy buenos en términos de generales, pueden existir aplicaciones que necesiten un margen de error mucho más reducido, únicamente alcanzado por técnicas más sofisticadas como la fotogrametría; por lo tanto, se vuelve imperativo considerar las limitaciones de cada técnica para una aplicación más acorde de las mismas, que den los resultados esperados.

Referencia

Agencia Nacional de Tránsito del Ecuador. (2017). Agencia Nacional de Tránsito. Recuperado el 13 de Julio de 2017, de http://www.ant.gob.ec/index.php/noticias/estadisticas#.WjD7oEqWbIV

Arthritis Foundation. (2016). español.arthritis.org. Recuperado el 5 de Julio de 2017, de http://espanol.arthritis.org/espanol/disease-center/osteo artritis/

Baydal Bertomeu, M. J. (2012). Cinemática del raquis cervical. Definición de patrones de movimiento para la valoración funcional en el síndrome del latigazo cervical (Tesis Doctoral). Valencia: Universidad Politécnica de Valencia.

Baydal Bertomeu, M. J., & D., G. (2007). NedCerv/IBV: Nuevo sistema para la Valoración Cervical. Revista de Biomecánica 47, 13-14.

Cescon, C., Cattrysse, E., & Barbero, M. (2014). Methodological analysis of finite helical axis behavior in cervical. Journal of Electromyography and Kinesiology, 24. Recuperado el 03 de 11 de 2017

Diagnóstico Especializado por Imagen. (2015). DEI (Diagnóstico Especializado por Imagen). Recuperado el 20 de Julio de 2017, de http://www.dei.org.mx/esguince-cervical/

Dr. Hoppendfeld, S. (1999). Exploración física de la columna vertebral y las extremidades. México D.F - Santafé de Bogotá: El Manual Moderno. Recuperado el 10 de Julio de 2017, de https://asgoped.files.wordpress.com/2012/05/s_hoppendfeld_columna_extremidades.pdf

Ellingson, A. M., Yelisetti, V., Schulz, C. A., Bronfort, G., Downing, J., Keefe, D. F., & Nuckley, D. J. (2013). Instantaneous helical axis methodology to identify aberrant neck motion. Clinical Biomechanics, 731-735.

Endo, K., Suzuki, H., Nishimura, H., Tanaka, H., Shishido, T., & Yamamoto, K. (2014). Kinematic Analysis of the Cervical Cord and Cervical Canal by Dynamic Neck Motion. Asian Spine Journal, 1. Retrieved from https://synapse.koreamed.org/DOIx.php?id=10.4184/asj.2014.8.6.747#F3

Esquivel Molina, C. G., Velasco Rodríguez, V. M., Rubin de Celis, E. M., Rodríguez, E. B., & González Ávila, G. C. (mayo-junio de 2006). Coeficiente de correlación intraclase vs correlación de Pearson de la glucemia capilar por reflectometría y glucemia plasmática. Medicina Interna de México, 22.

Goldstein, H., Poole, C., & Safko, J. (2000). Classical Mechanics (Tercera ed.). Addison Wesley.

Haibin, C., Liying, Z., & Zhengguo, W. (2011). Biomechanics of the Neck. In Vaclav Klika, Theoretical Biomechanics (p. 385). InTech. doi:10.5772/816

Huawei. (2017). Huawei. Recuperado el 4 de Agosto de 2017, de http://consumer.huawei.com/es/phones/p10/specs/

Instituto Nacional de Bioingeniería e Imágenes Biomédicas. (2013). Rayos X. Bethesda: Deparmet of Health and Human Services.

Justo, G. S. (2014). Anatomía. En Módulo de bases anatómicas y fisiológicas del deporte (págs. 1-3). Obtenido de http://www.edvillajunco.es/doc/4_Cuello_y_Tronco.pdf

Lorente, L., Durán, M., Aller, M. A., & J., A. (s.f). Introducción a la Exploración Clínica. Recuperado el 6 de Julio de 2017, de https://www.ucm.es/data/cont/media/www/pag-54484/11%20Exploraci%C3%B3n%20Resumida.pdf

MedLinePlus. (Julio de 2017). MedLinePlus Información de salud para usted. Recuperado el 10 de Julio de 2017, de https://medlineplus.gov/spanish/mriscans.html

Minitab Inc. (2017). Minitab. Recuperado el 01 de Noviembre de 2017, de https://support.minitab.com/es-mx/minitab/18/help-and-how-to/modeling-statistics/anova/supporting-topics/basics/what-is-anova/

Öhberg, F., Grip, H., Wiklund, U., Sterner, Y., Karlsson, J. S., IEEE, M., & Gerdle, B. (2003). Chronic Whiplash Associated Disorders and Neck Movement Measurements: An Instantaneous Helical Approach. IEEE TRANSACTIONS ON INFORMATION TECHNOLOGY IN BIOMEDICINE, 274-282.

Oncohealth Institute. (s.f). Oncohealth Institute. Recuperado el 22 de Junio de 2017, de http://www.oncohealth.eu/es/asistencia/areas-funcionales/area-neuro-oncologia/tumores-cerebrales/cerebro-medula-espinal

Page, A., De Rosario, H., Mata, V. H., & Porcar, R. (2006). Effect of marker cluster design on the accuracy of human movement analysis using stereophotogrammetry. Med Bio Eng Comput, 1113-1119.

Page, Á., Helios, R., Gálvez, J., & Mata, V. (2011). Representation of planar motion of complex joints bymeans of rolling pairs. Journal ofBiomechanics, 747-750.

Page, A., Helios, R., Mata, V., & Atienza, C. (2009). Experimental Analysis of Rigid Body Motion. A Vector Method to Determine Finite and Infinitesimal Displacements from Point Coordinates. Journal of Biomechanical Design, 1-8.

Pinedo, M., Villacorta, E., Tapia, C., Roman, A., López, J., Revilla, A., . . . San Román, J. A. (Julio de 2010). Variabilidad inter e intraobservador en la valoración ecocardiográfica de la función del ventrículo derecho. Revista Española de Cardiología, 63(07).

Soudan, K., Van Audekercke, R., & Martens, M. (1978). Methods, Difficulties and Inaccuracies in the Study of Human Joint Kinematics and Pathokinematics by the Instant Axis Concept. Example: the Knee Joint. Journal of Biomechanics, 12, 27-33. Recuperado el 07 de noviembre de 2017

Spine-Health. (2017). Spine-Health Knowledge from Veritas. Recuperado el 22 de Junio de 2017, de https://www.spine-health.com/video/cervical-spine-anatomy-video

SpineUniverse. (2017). Spine Universe. Recuperado el 5 de Julio de 2017, de https://www.spineuniverse.com/espanol/estenosis-espinal/sintomas-estenosis-espinal

Svingala, F., Hargather, M., & G.S., S. (2012). Optical techniques for measuring the shock Hugoniot using ballistic projectile and high-explosive

shock initiation. International Journal of Impact Engineering, 82. Retrieved from http://infohost.nmt.edu/~mjh/Pubs/Svingala2012.pdf

The University of Vermont . (s.f). Intra-class correlation coefficients. Recuperado el 15 de noviembre de 2017, de https://www.uvm.edu/~dhowell/methods9/Supplements/icc/More%20on%20ICCs.pdf